

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office.

出願年月日 2002年10月17日
Date of Application:

出願番号 特願2002-303284
Application Number:

[ST. 10/C] : [JP2002-303284]

出願人 富士写真フィルム株式会社
Applicant(s):

2003年9月16日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 P27354J

【あて先】 特許庁長官 太田 信一郎 殿

【国際特許分類】 A61B 6/00

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内

【氏名】 武尾 英哉

【発明者】

【住所又は居所】 川崎市麻生区万福寺1-2-2 新百合トウエンティワン 富士フィルムソフトウェア株式会社内

【氏名】 今村 貴志

【特許出願人】

【識別番号】 000005201

【氏名又は名称】 富士写真フィルム株式会社

【代理人】

【識別番号】 100073184

【弁理士】

【氏名又は名称】 柳田 征史

【選任した代理人】

【識別番号】 100090468

【弁理士】

【氏名又は名称】 佐久間 剛

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008969

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9814441

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 異常陰影候補検出処理システム

【特許請求の範囲】

【請求項1】 医用画像を表す医用画像データに基づいて該医用画像における異常陰影の候補を検出する異常陰影候補検出手段と、少なくとも前記検出された候補を特定する情報を出力する画像出力手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、

前記候補の特徴を示す指標値に基づいて、臨床結果から得られた、前記指標値と悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、前記候補の、悪性陰影である可能性の程度を表す悪性確信度を算出する悪性確信度算出手段をさらに備え、

前記画像出力手段が、前記候補の悪性確信度を表す情報を、前記検出された候補を特定する情報とともに出力するものであることを特徴とする異常陰影候補検出処理システム。

【請求項2】 前記指標値が、前記候補の検出に用いる指標値であることを特徴とする請求項1記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項3】 前記候補を特定する情報と前記候補の悪性確信度を表す情報とが、前記医用画像上の前記候補を指示する位置に、前記悪性確信度に応じて種類を変えて表示されるマークであることを特徴とする請求項1または2記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項4】 医用画像を表す医用画像データに基づいて該医用画像における異常陰影の候補を検出する異常陰影候補検出手段と、少なくとも前記検出された候補を特定する情報を出力する画像出力手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、

前記医用画像において任意の領域を指定する領域指定手段と、

前記指定された領域に表示された陰影の特徴を示す指標値に基づいて、臨床結果から得られた、前記指標値と悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、前記指定された領域に表示された陰影の、悪性陰影である可能性の程度を表す悪性確信度を算出する悪性確信度算出手段とをさらに備え、

前記画像出力手段が、前記指定された領域に表示された陰影の悪性確信度を表

す情報をさらに出力するものであることを特徴とする異常陰影候補検出処理システム。

【請求項5】 前記悪性確信度を表す情報が、数値であることを特徴とする請求項1から4いずれか記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項6】 前記悪性確信度を表す情報が、該悪性確信度に応じて異なる警告メッセージであることを特徴とする請求項1から4いずれか記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項7】 医用画像を表す医用画像データに基づいて該医用画像における異常陰影の候補を検出する異常陰影候補検出手段と、少なくとも前記検出された候補を特定する情報を出力する画像出力手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、

前記医用画像の画素毎に対応付けられた前記医用画像上の所定領域に表示された陰影の特徴を示す指標値に基づいて、臨床結果から得られた、前記指標値と悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、それぞれの前記所定領域の、悪性陰影である可能性の程度を表す悪性確信度を前記画素毎に対応付けて算出する悪性確信度算出手段と、

前記画素毎に対応付けられた前記悪性確信度に基づいて、前記医用画像における前記悪性確信度の分布画像を表す分布画像データを生成する画像データ生成手段とをさらに備え、

前記画像出力手段が、前記画像データ生成手段により生成された前記分布画像データに基づいて、前記分布画像をさらに出力するものであることを特徴とする異常陰影候補検出処理システム。

【請求項8】 前記医用画像が、マンモグラフィであることを特徴とする請求項1から7いずれか記載の異常陰影候補検出処理システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、異常陰影候補検出処理システムに関し、特に詳しくは、システムを構成する画像出力手段により出力される情報の改良に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

医療分野においては、C T (Computed Tomography) 装置、M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置、C R (Computed Radiography) 装置等各種の画像形成モダリティ（画像入力デバイス）により、診断用画像として取得された被写体の画像データに基づいて、その画像データが表す画像中の異常陰影の候補を、計算機を用いて自動的に検出する異常陰影候補検出処理システム（計算機支援画像診断装置）が提案されている（特許文献1、特許文献2等参照）。

【0003】

この異常陰影候補検出処理システムは、マンモグラフィ（診断用乳房画像）に基づいて乳ガン等の存在を示唆する異常陰影（腫瘍陰影や微小石灰化陰影等）を検出することを主目的とし、異常陰影の候補を自動的に検出処理する異常陰影候補検出手段として、画像中の濃度勾配（または輝度勾配）を濃度勾配ベクトルとして表し、この濃度勾配ベクトルの集中度合いの高い画像部分を異常陰影の候補として検出するアイリスフィルタを用いた異常陰影候補検出手段や、検出しようとする異常陰影の大きさに応じた多重構造要素を用いてこの多重構造要素よりも空間的に狭い範囲で濃度変動する画像部分を異常陰影の候補として検出するモフォロジーフィルタを用いた異常陰影候補検出手段がある。

【0004】

ここで、アイリスフィルタを用いた異常陰影候補検出手段によれば、乳ガン等の一形態である腫瘍陰影（異常陰影の一形態）の候補を自動的に検出することができ、またモフォロジーフィルタを用いた異常陰影候補検出手段によれば、乳ガン等の他の一形態である微小石灰化陰影（異常陰影の一形態）の候補を自動的に検出することができる。

【0005】

またこの異常陰影候補検出処理システムでは、異常陰影の検出対象となる画像情報（原画像；例えばマンモグラフィ）が入力されると、上述した異常陰影候補検出手段が異常陰影の候補を検出処理し、関心領域設定手段がこの検出された異常陰影の候補およびその近傍領域を含む局所領域を関心領域（region of interest）

st；以下、ROI という）として設定し、このROI 画像に対して局所画像処理手段が、検出された異常陰影の候補の属性（腫瘍陰影または微小石灰化陰影かの別）に応じた強調処理等の特化された画像処理を施し、一方、原画像を表す全体画像に対しても読影性能向上のために全体画像処理手段が所定の画像処理を施し、レイアウト画像作成手段が、予め設定されたレイアウトに応じて、この画像処理が施された全体画像と上記特化された画像処理が施されたROI 画像とを1つ のレイアウト画像として形成して、このレイアウト画像を表す画像データ（以下、レイアウト画像データという）をCRT 等の画像表示手段やLP（レーザプリント）等のプリント手段等に出力するものとしている。

【0006】

具体的には被写体としてマンモグラフィを適用したときに、例えば図21に示すように、CRT の表示面向かって右側に、右側乳房の画像P と検出された異常陰影の候補P1 を指示する矢印Mr とを重ねて表示し、向かって左側に異常陰影が検出されなかった左側乳房の画像P' を表示するようにレイアウトされた1つのレイアウト画像L が、CRT に出力される。

【0007】

上述したように異常陰影候補検出処理システムは、異常陰影が呈する主に形態的な特徴等を最終的に数値的に表現し、これらを用いて統計的手法により異常陰影の候補の検出処理レベルを決定し、このように決定された検出処理レベルに基づいて異常陰影の候補を検出することにより、診断経験の豊富さ・長短、診断技術の熟練・未熟練に拘わらず、異常陰影の候補を画一的に検出することができる。

【0008】

ところで異常陰影候補検出処理システムが検出するのは、異常陰影の候補であり、検出された異常陰影の候補が真の異常陰影か否かを最終的に判定するのは、CRT 等の画像表示手段やプリント手段によって出力された異常陰影の候補の画像を観察読影する医師等の画像読影者である。したがって、画像読影者に対しては、最終的な判定をするのに有用な様々な情報を提供するのが好ましい。

【0009】

そこで、画像出力手段が、異常陰影候補検出処理において異常陰影の候補として検出するか否かの判定に係る指標値や異常陰影の候補として検出した画像データについての検出の余裕度などを表す値を、検出された異常陰影の候補の画像とともに表示するよう改良したシステムが本出願人により提案されている（特許文献3参照）。

【0010】

【特許文献1】

特開平8-294479号公報

【0011】

【特許文献2】

特開平8-287230号公報

【0012】

【特許文献3】

特開2001-299740号公報

【0013】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記システムにより表示される指標値は、学問的に有為性があるとみなされた指標値に過ぎず、その指標値と実際に悪性陰影である可能性との相関関係を反映している訳ではない。したがって、上記のような相関関係を経験的に知っておかなければ、表示された指標値を診断する際の有用な情報として用いることができない。また、たとえそのような相関関係を知っていたとしても、表示された指標値から悪性の可能性を直感的に把握することは難しい。

【0014】

本発明は、上記事情に鑑み、より有用な情報を出力することにより、異常陰影の候補の画像の診断性能をさらに高めることを可能にした異常陰影検出処理システムを提供することを目的とするものである。

【0015】

【課題を解決するための手段】

本発明による第1の異常陰影候補検出処理システムは、医用画像を表す医用画

像データに基づいて医用画像における異常陰影の候補を検出する異常陰影候補検出手段と、少なくとも検出された候補を特定する情報を出力する画像出力手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、候補の特徴を示す指標値に基づいて、臨床結果から得られた、指標値と悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、上記候補の、悪性陰影である可能性の程度を表す悪性確信度を算出する悪性確信度算出手段をさらに備え、画像出力手段が、候補の悪性確信度を表す情報を、検出された候補を特定する情報とともに出力するものであることを特徴とするものである。

【0016】

ここで、「候補の特徴を示す指標値」とは、検出された異常陰影の候補の特徴を示す種々の指標値を広く意味するものである。例えば、候補である陰影の形状、大きさ、密度、濃淡パターンなどの特徴を示す指標値が考えられるが、悪性陰影である可能性との相関関係が結果的に存在するような指標値であれば、いかなるものであってもよい。

【0017】

また、「悪性確信度」とは、ある領域において、その領域の陰影の特徴を示す指標値とその領域の陰影が悪性陰影である可能性の程度との“実際の相関関係をもとに”、算出されるものであり、従来のように、ある領域に関連する指標値が、その領域が悪性陰影である可能性の程度を反映したものであると“みなし”、その指標値を「悪性度」としてそのまま用いるものとは全く別のものである。

【0018】

なお、「臨床結果から得られた、指標値と悪性陰影である可能性との相関関係」としては、例えば、多数の症例について、各陰影の指標値を算出するとともに、悪性／良性／正常のいずれの状態であるかを、実際に病理検査等で確認して得られた、指標値の値と、指標値の各値における悪性／良性／正常の各状態の占める割合との関係を考えることができる。この場合、悪性確信度を、例えば、算出する対象となる領域の指標値の値における悪性の占める割合として、求めることができる。すなわち、対象領域の指標値が1であったとき、その指標値が1のときの悪性の占める割合が70%であれば、そのときの悪性確信度を70(%)と

することができる。

【0019】

上記第1の異常陰影候補検出処理システムにおいて、指標値は、候補の検出に用いる指標値であってもよい。

【0020】

「候補の検出に用いる指標値」としては、候補の検出処理が腫瘍陰影候補を検出する処理である場合には、腫瘍陰影の集中度、アイリスフィルタの出力値、広がり度、細長さ、辺縁の粗さ、円形度、内部の凹凸度、候補の検出処理が微小石灰化陰影候補を検出する処理である場合には、石灰化の密度、また、悪性陰影または良性陰影との画像パターンの類似度を反映したマハラノビス距離やそのゆう度比（後で詳述する）などが挙げられる。また、ある領域において指標値が閾値を越えたときに、その領域を異常陰影の候補として抽出する場合は、その指標値が閾値に対してどの程度余裕を持っているかを表す余裕度であってもよい。余裕度としては、例えば、指標値をK、閾値をTとして、 K/T 、 $100 \times (K-T)/K$ %または $(K-T)/K$ などが考えられる。

【0021】

また、候補を特定する情報と候補の悪性確信度を表す情報とは、医用画像上の候補を指示する位置に、悪性確信度に応じて種類を変えて表示させるマークであってもよい。このようなマークとしては、例えば、異常陰影の候補を指示する「矢印」、候補を囲む「閉曲線」や「矩形枠」、候補の脇に表示される「番号」などが考えられ、悪性確信度に応じてそれぞれ、色・線の太さ・線の数・番号の数字などを変えるようにすることができる。

【0022】

本発明による第2の異常陰影候補検出処理システムは、医用画像を表す医用画像データに基づいて医用画像における異常陰影の候補を検出する異常陰影候補検出手段と、少なくとも検出された候補を特定する情報を出力する画像出力手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、医用画像において任意の領域を指定する領域指定手段と、指定された領域に表示された陰影の特徴を示す指標値に基づいて、臨床結果から得られた、指標値と悪性陰影である可能性との相関

関係をもとに、指定された領域に表示された陰影の、悪性陰影である可能性の程度を表す悪性確信度を算出する悪性確信度算出手段とをさらに備え、画像出力手段が、指定された領域に表示された陰影の悪性確信度を表す情報をさらに出力するものであることを特徴とするものである。

【0023】

上記第1および第2の異常陰影候補検出処理システムにおいて、悪性確信度を表す情報は、数値であってもよい。例えば、悪性確信度を悪性陰影である可能性として0から100（%）の数値で表すようにすることができる。

【0024】

また、悪性確信度を表す情報は、悪性確信度に応じて異なる警告メッセージであってもよい。例えば、検出された異常陰影の候補や指定された領域内の陰影の悪性確信度が比較的高いときには、その陰影の近傍に「悪性大」と表示させたり、陰影と離れた位置に「悪性の高い陰影あり」と表示させたりし、悪性確信度が比較的低いときには、その陰影の近傍に「悪性小」と表示させたり、陰影と離れた位置に「悪性の高い陰影なし」と表示させたりすることができる。

【0025】

本発明による第3の異常陰影候補検出処理システムは、医用画像を表す医用画像データに基づいて医用画像における異常陰影の候補を検出する異常陰影候補検出手段と、少なくとも検出された候補を特定する情報を出力する画像出力手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、医用画像の画素毎に対応付けられた医用画像上の所定領域に表示された陰影の特徴を示す指標値に基づいて、臨床結果から得られた、指標値と悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、それぞれの上記所定領域の、悪性陰影である可能性の程度を表す悪性確信度を画素毎に対応付けて算出する悪性確信度算出手段と、画素毎に対応付けられた悪性確信度に基づいて、医用画像における悪性確信度の分布画像を表す分布画像データを生成する画像データ生成手段とをさらに備え、画像出力手段が、画像データ生成手段により生成された分布画像データに基づいて、分布画像をさらに出力するものであることを特徴とするものである。

【0026】

「医用画像の画素毎に対応付けられた医用画像上の所定領域に表示された陰影の特徴を示す指標値」としては、例えば、1つの注目画素を中心とした半径Rの円領域を「所定領域」とし、この所定領域におけるアイリスフィルタの出力値をその注目画素に対応した「指標値」とすることができる。

【0027】

なお、上記第1、第2、および第3の異常陰影候補検出処理システムにおいて、医用画像は、マンモグラフィであってもよい。

【0028】

また、画像出力手段としては、CRT・液晶モニタなどの画像表示手段や、レーザプリンタなどのプリント手段を適用することができる。

【0029】

また、異常陰影の候補を特定する情報とは、この異常陰影の候補を表す画像であってもよいし、異常陰影の候補の位置や形、大きさなどを数値情報として表したものであってもよい。異常陰影の候補を特定する情報として異常陰影の候補を表す画像を採用した場合の当該画像とは、異常陰影の候補自体の画像部分（拡縮処理や周波数処理、鮮鋭度強調処理等の画像処理を細越したもの）であってもよいし、全体画像中で異常陰影の候補を指示する矢印等のマーカーや、全体画像中で異常陰影の候補を囲う矩形や円形のROI枠などであってもよいし、全体画像中で異常陰影の候補の輪郭に沿った輪郭枠などであってもよい。

【0030】

ここで、アイリスフィルタ処理・モフォロジー演算処理・マハラノビス距離のゆう度比算出処理の概要について説明する。

【0031】

（アイリスフィルタ処理）

アイリスフィルタ処理は、放射線画像中の腫瘍陰影の候補を検出するのに適した処理である。

【0032】

例えばX線フィルム上における放射線画像（高濃度高信号レベルの画像信号で表される画像）においては、一般に腫瘍陰影は周囲の画像部分に比べて濃度値が

わずかに低いことが知られており、その濃度値の分布は概略円形の周縁部から中心部に向かうにしたがって濃度値が低くなるという濃度値の勾配を有している。したがって腫瘍陰影においては、局所的な濃度値の勾配が認められ、その勾配線は腫瘍の中心方向に集中する。

【0033】

アイリスフィルタは、この濃度値に代表される画像信号の勾配を勾配ベクトルとして算出し、その勾配ベクトルの集中度を出力するものであり、アイリスフィルタ処理とはこの勾配ベクトルの集中度を基にして腫瘍陰影の候補を検出するものである。

【0034】

すなわち例えば図2（1）に示すようなマンモグラムPにおいて腫瘍陰影PJ内の任意の画素における勾配ベクトルは同図（2）に示すように腫瘍陰影の中心付近を向くが、血管陰影や乳腺等のように細長い陰影PKでは同図（3）に示すように勾配ベクトルが特定の点に集中することはないため、局所的に勾配ベクトルの向きの分布を評価し、特定の点に集中している領域を抽出すれば、それが腫瘍陰影と考えられる候補となる。なお、同図（4）に示すような乳腺等の細長い陰影同士が交差した陰影PLについては勾配ベクトルが特定の点に集中する傾向があり疑似的に異常陰影の候補として誤検出されうる。以上がアイリスフィルタ処理の基本的な考え方である。以下に具体的なアルゴリズムのステップを示す。

【0035】

（ステップ1）勾配ベクトルの計算

対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素jごとに、下記式（1）に示す計算式に基づいた画像データの勾配ベクトルの向き θ を求める。

【0036】

【数1】

$$\theta = \tan^{-1} \frac{(f_3 + f_4 + f_5 + f_6 + f_7) - (f_{11} + f_{12} + f_{13} + f_{14} + f_{15})}{(f_1 + f_2 + f_3 + f_{15} + f_{16}) - (f_7 + f_8 + f_9 + f_{10} + f_{11})} \quad (1)$$

ここで $f_1 \sim f_{16}$ は、図3に示すように、その画素jを中心とした縦5画素×

横5画素のマスクの外周上の画素に対応した画素値（画像データ）である。

【0037】

（ステップ2）勾配ベクトルの集中度の算出

次に、対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素ごとに、その画素を注目画素とする勾配ベクトルの集中度Cを次式（2）にしたがって算出する。

【0038】

【数2】

$$C = (1/N) \sum_{j=1}^N \cos \theta_j \quad (2)$$

ここでNは注目画素を中心に半径Rの円内に存在する画素の数、 θ_j は、注目画素とその円内の各画素jとを結ぶ直線と、その各画素jにおける上記式（1）で算出された勾配ベクトルとがなす角である（図4参照）。したがって上記式（2）で表される集中度Cが大きな値となるのは、各画素jの勾配ベクトルの向きが注目画素に集中する場合である。

【0039】

ところで、腫瘍陰影近傍の各画素jの勾配ベクトルは、腫瘍陰影のコントラストの大小に拘らず、略その腫瘍陰影の中心部を向くため、上記集中度Cが大きな値を採る注目画素は、腫瘍陰影の中心部の画素ということができる。一方、血管などの線状パターンの陰影は勾配ベクトルの向きが一定方向に偏るため集中度Cの値は小さい。したがって、画像を構成する全ての画素についてそれぞれ注目画素に対する上記集中度Cの値を算出し、その集中度Cの値が予め設定された閾値を上回るか否かを評価することによって、腫瘍陰影を検出することができる。すなわち、このフィルタは通常の差分フィルタに比べて、血管や乳腺等の影響を受けにくく、腫瘍陰影を効率よく検出できる特長を有している。

【0040】

さらに実際の処理においては、腫瘍の大きさや形状に左右されない検出力を達成するために、フィルタの大きさと形状とを適応的に変化させる工夫がなされる。図5に、そのフィルタを示す。このフィルタは、図4に示すものと異なり、注

目画素を中心に $2\pi/M$ 度毎の M 種類の方向（図 5においては、11.25 度ごとの 32 方向を例示）の放射状の線上の画素のみで上記集中度の評価を行うものである。

【0041】

ここで i 番目の線上にあって、かつ注目画素から n 番目の画素の座標（ $[x]$ ， $[y]$ ）は、注目画素の座標を $(k, 1)$ とすれば、以下の式（3），（4）で与えられる。

【0042】

【数3】

$$x = k + n \cos \{2\pi(i-1)/M\} \quad (3)$$

$$y = 1 + n \sin \{2\pi(i-1)/M\} \quad (4)$$

ただし、 $[x]$ ， $[y]$ は、 x ， y を越えない最大の整数である。

【0043】

さらに、その放射状の線上の各線ごとに最大の集中度が得られる画素までの出力値をその方向についての集中度 $C_{i\max}$ とし、その集中度 $C_{i\max}$ をすべての方向で平均して、その注目画素についての勾配ベクトル群の集中度 C とする。

【0044】

具体的には、まず i 番目の放射状の線上において注目画素から n 番目の画素まで得られる集中度 $C_{i(n)}$ を下記式（5）により求める。

【0045】

【数4】

$$C_{i(n)} = \sum_{l=1}^n \{(\cos \theta_{il})/n\}, \quad R_{\min} \leq n \leq R_{\max} \quad (5)$$

すなわち式（5）は、注目画素を起点として、終点を R_{\min} から R_{\max} までの範囲内で集中度 $C_{i(n)}$ を算出するものである。ここで R_{\min} と R_{\max} とは、抽出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値と最大値である。

【0046】

次に、勾配ベクトル群の集中度 C を下記式（6）および（7）により計算する。

【0047】

【数5】

$$C_{i_{\max}} = \max_{R_{\min} \leq n \leq R_{\max}} C_i(n) \quad (6)$$

$$C = (1/32) \sum_{i=1}^{32} C_{i_{\max}} \quad (7)$$

ここで式(6)の $C_{i_{\max}}$ は、式(5)で得られた放射状の線ごとの集中度 $C_i(n)$ の最大値であるから、注目画素からその集中度 $C_i(n)$ が最大値となる画素までの領域が、その線の方向における腫瘍陰影の候補領域となる。

【0048】

すべての放射状の線について式(6)を計算してその各線上における腫瘍陰影の領域を求め、この各線上における腫瘍陰影の領域を隣接する線間で直線または非線形曲線で結ぶことにより、腫瘍陰影の候補となり得る領域の外周縁の形状を特定することができる。

【0049】

そして、式(7)では、この領域内の式(6)で与えられた集中度の最大値 $C_{i_{\max}}$ を放射状の線の全方向(式(7)では32方向の場合を例示)について平均した値を求める。この求められた値がアイリスフィルタ処理の出力値 I であり、この出力値 I を、腫瘍陰影であるか否かを判別するのに適した予め設定した一定の閾値 T_1 と比較し、 $I \geq T_1$ (若しくは $I > T_1$)であればこの注目画素を中心とする領域が異常陰影の候補(腫瘍陰影候補)であり、 $I < T_1$ (若しくは $I \leq T_1$)であれば腫瘍陰影候補ではない、と判定する。

【0050】

なお、前述の集中度 $C_i(n)$ の計算は、式(5)の代わりに下記式(5')を用いてよい。

【0051】

【数6】

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{\min} + 1} \sum_{l=R_{\min}}^n \cos \theta_{il}, \quad R_{\min} \leq n \leq R_{\max} \quad (5')$$

すなわち、式（5'）は、抽出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値 R_{min} に
対応した画素を起点として、終点を R_{min} から R_{max} までの範囲内で集中度 C_i
(n) を算出するものである。

【0052】

一方、モフォロジー演算処理は、腫瘍陰影とともに乳癌における特徴的形態である微小石灰化像の候補を検出する手法であり、マルチスケール λ と構造要素（マスク） B とを用い、[1] 石灰化像そのものの抽出に有効であること、[2] 複雑なバックグラウンド情報に影響されにくいこと、[3] 抽出した石灰化像がひずまないこと、などの特徴がある。すなわち、この手法は一般の微分処理に比べて、石灰化像のサイズ・形状・濃度分布などの幾何学的情報をより良く保った検出が可能である。以下にその概要を述べる。

【0053】

(モフォロジーの基本演算)

モフォロジー演算処理は一般的にはN次元空間における集合論として展開されるが、直感的な理解のために2次元の濃淡画像を対象として説明する。

【0054】

濃淡画像を座標 (x, y) の点が濃度値 $f(x, y)$ に相当する高さをもつ空間とみなす。ここで、濃度値 $f(x, y)$ は、濃度が低い（CRTに表示した場合には輝度が高い）ほど大きな画像信号となる高輝度高信号レベルの信号とする。

【0055】

まず、簡単のために、その断面に相当する1次元の関数 $f(x)$ を考える。モフォロジー演算処理に用いる構造要素 g は次式（8）に示すように、原点について対称な対称関数

【数7】

$$g^S(x) = g(-x) \quad (8)$$

であり、定義域内で値が0で、その定義域が下記式（9）であるとする。

【0056】

【数8】

$$G = \{-m, -m+1, \dots, -1, 0, 1, \dots, m-1, m\} \quad (9)$$

このとき、モフォロジー演算の基本形は式 (10) ~ (13) に示すように、非常に簡単な演算となる。

【0057】

【数9】

$$\text{dilation} : [f \oplus G^S](i) = \max\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (10)$$

$$\text{erosion} : [f \ominus G^S](i) = \min\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (11)$$

$$\text{opening} : f_g = (f \ominus g^S) \oplus g \quad (12)$$

$$\text{closing} : f_g = (f \oplus g^S) \ominus g \quad (13)$$

すなわち、ダイレーション (dilation) 処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ (構造要素 B に応じて決定される値) の幅の中の最大値を検索する処理であり (図 6 (A) 参照)、一方、イロージョン (erosion) 処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ の幅の中の最小値を検索する処理である (図 6 (B) 参照)。また、オープニング (opening) 処理は最小値探索の後に、最大値を探索することに相当し、クロージング (closing) 処理は最大値探索の後に、最小値を探索することに相当する。オープニング処理は低輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ $2m$ より空間的に狭い範囲で変動する凸状の濃度変動部分 (周囲部分よりも輝度が高い部分) を取り除くことに相当する (図 6 (C) 参照)。一方、クロージング処理は、高輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ $2m$ より空間的に狭い範囲で変動する凹状の濃度変動部分 (周囲部分よりも輝度が低い部分) を取り除くことに相当する (図 6 (D) 参照)。

【0058】

ここで、濃度の高いものほど大きな値となる高濃度高信号レベルの信号の場合においては、濃度値 $f(x)$ の画像信号値が高輝度高信号レベルの場合に対して大小関係が逆転するため、高濃度高信号レベルの信号におけるダイレーション処理は、高輝度高信号レベルにおけるイロージョン処理 (図 6 (B)) と一致し、

高濃度高信号レベルの信号におけるイロージョン処理は、高輝度高信号レベルにおけるダイレーション処理（図6（A））と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるオープニング処理は、高輝度高信号レベルにおけるクロージング処理（図6（D））と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるクロージング処理は、高輝度高信号レベルにおけるオープニング処理（図6（C））と一致する。なお、本項では高輝度高信号レベルの画像信号（輝度値）の場合について説明する。

【0059】

（石灰化陰影検出への応用）

石灰化陰影の検出には、原画像から平滑化した画像を引き去る差分法が考えられる。単純な平滑化法では石灰化陰影と細長い形状の非石灰化陰影（乳腺や血管や乳腺支持組織等）の識別が困難であるため、小畠らは、多重構造要素を用いたオープニング演算に基づく下記式（14）で表されるモフォロジー演算処理を提案している（「多重構造要素を用いたモルフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出」電子情報通信学会論文誌 D-II Vol. J75-D-II No. 7 P1170 ~1176 1992年7月、「モルフォロジーの基礎とそのマンモグラム処理への応用」MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY Vol. 12 No. 1 January 1994）。

【0060】

【数10】

$$\begin{aligned}
 P &= f - \max_{i \in (1, \dots, M)} \{ (f \ominus B_i) \oplus B_i \} \\
 &= f - \max_{i \in (1, \dots, M)} \{ f_{B_i} \}
 \end{aligned} \tag{14}$$

ここで B_i ($i = 1, 2, 3, 4$) は図7に示す直線状の4つの構造要素Bである。構造要素Bを検出対象の石灰化陰影よりも大きく設定すれば、オープニング処理で、構造要素Bよりも細かな凸状の信号変化部分（空間的に狭い範囲で変動する画像部分）である石灰化像は取り除かれる。一方、細長い形状の非石灰化陰影はその長さが構造要素Bよりも長く、その傾き（延びる方向）が4つの構造要素 B_i のうちいずれかに一致すればオープニング処理（式（14）の第2項の演

算) をしてもそのまま残る。したがってオープニング処理によって得られた平滑化画像（石炭化陰影が取り除かれた画像）を原画像 f から引き去ることで、小さな石炭化像の候補のみが含まれる画像が得られる。これが式（14）の考え方である。

【0061】

なお前述したように、高濃度高信号レベルの信号の場合においては、石炭化陰影は周囲の画像部分よりも濃度値が低くなり、石炭化陰影は周囲部分に対して凹状の信号変化部分となるため、オープニング処理に代えてクロージング処理を適用し、式（14）に代えて式（15）を適用する。

【0062】

【数11】

$$\begin{aligned} P &= f - \min_{i \in (1, \dots, M)} \{(f \oplus B_i) \ominus B_i\} \\ &= f - \min_{i \in (1, \dots, M)} \{f_{B_i}\} \end{aligned} \quad (15)$$

しかし、これによっても石炭化陰影と同等の大きさをもつ非石炭化陰影が一部残る場合があり、そのような場合については、次式（16）のモフォロジー演算に基づく微分情報をを利用して式（14）の P に含まれる非石炭化像をさらに除去する。

。

【0063】

【数12】

$$M_{grad} = (1/2) \times \{f \oplus \lambda B - f \ominus \lambda B\} \quad (16)$$

ここで、 M_{grad} の値が大きいほど石炭化陰影の可能性が大きいので、石炭化候補画像 C_s は下記式（17）により求めることができる。

【0064】

【数13】

$$\begin{aligned} &\text{IF } P(i, j) \geq T1 \text{ and } M_{grad}(i, j) \geq T2 \\ &\text{Then } C_s(i, j) = P \text{ else } C_s(i, j) = 0 \end{aligned} \quad (17)$$

ここで、T1, T2は実験的に決められる、予め設定された閾値である。

【0065】

ただし、石灰化陰影の大きさとは異なる非石灰化陰影については、式(14)のPと所定の閾値T1との比較のみで除去できるため、石灰化陰影と同等の大きさをもつ非石灰化陰影が残ることのないような場合は、式(17)の第1項の条件($P(i, j) \geq T1$)を満たすだけよい。

【0066】

最後に、式(18)に示す、マルチスケールのオープニング処理とクロージング処理との組合せにより、石灰化陰影のクラスターCcを検出する。

【0067】

【数14】

$$C_c = C_s \oplus \lambda_1 B \ominus \lambda_3 B \oplus \lambda_2 B \quad (18)$$

ここで、 λ_1 と λ_2 はそれぞれ融合したい石灰化陰影の最大距離と除去したい孤立陰影の最大半径とによって決められ、 $\lambda_3 = \lambda_1 + \lambda_2$ である。

【0068】

なお、これらのモフォロジー演算処理に関する説明は上述したように、高輝度高信号レベルの画像データの場合についてであるが、高濃度高信号レベルの画像データ(高濃度の画素ほど大きなデジタル値を持つ画像データ)の場合については、オープニング演算とクロージング演算とが逆の関係になる。

【0069】

(マハラノビス距離のゆう度比算出処理)

マハラノビス距離とは、画像のパターン認識に用いられる距離尺度の1つであり、その値から画像パターンの類似性を見ることができる。画像パターンの特徴を示す複数の特徴量をベクトルで表し、標準の画像と認識対象となる画像とのベクトルの差分が反映されるよう定義されたものである。マハラノビス距離の算出に用いる特徴量としては、例えば、以下のものが考えられる。

【0070】

まず、第1の特徴量として、マハラノビス距離を算出する対象となる領域(以

下、対象領域という) の輪郭形状の特徴を表す、領域の円形度 S_p が挙げられる。図 8 に示すように、対象領域の面積 A およびその重心 A_O を求め、重心 A_O を中心とし面積 A と同等の面積を有する半径 R の仮想円を想定し、この仮想円の内側に含まれる対象領域の、面積 A に対する占有率を円形度として算出する。すなわち、仮想円と対象領域とが重なる部分の面積を A' とすると、円形度は下記式 (19) で算出される。

【0071】

【数15】

$$S_p = A' / \pi R^2 \quad (19)$$

次に、対象領域内部の特徴量として、以下3つの特徴量が挙げられる。すなわち、対象領域の濃度値 S のヒストグラムを作成し、濃度値 S の頻度を $P(S)$ として、下記式より、分散 var を表す第2の特徴量 (20)、コントラスト con を表す第3の特徴量 (21)、角モーメント asm を表す第4の特徴量 (22) が算出される。

【0072】

【数16】

$$var = \sum_{i=1}^N [(S_i - \bar{S})^2 \cdot P(S_i)] \quad (20)$$

$$con = \sum_{i=1}^N [S_i^2 \cdot P(S_i)] \quad (21)$$

$$asm = \sum_{i=1}^N [P(S_i)]^2 \quad (22)$$

ただし、 \bar{S} は領域内の濃度値 S の平均値、

N は領域内の画素数、をそれぞれ表す。

また、対象領域辺縁の特徴量として、I F E D (Iris Filter Edge) 画像により算出される5つの特徴量が挙げられる。以下に、その算出方法を説明する。

【0073】

アイリスフィルタ処理により検出された候補領域、すなわち放射線画像中の乳癌を表す腫瘍陰影 P_J や擬似異常陰影 P_M について、その近傍を含む画像部分を例えば正方形の領域として検出し、この検出した正方形領域についてアイリスフ

ィルタ処理を利用した辺縁エッジ画像（I F E D画像）を作成する。

【0074】

すなわち、アイリスフィルタ処理の式（6）において、注目画素から放射状に伸びる*i*番目の線上において集中度 $C_i(n)$ の最大値を与える点の位置を求める。ただし、この処理では最大値を与える*n*の値を制限しない。

【0075】

この結果、注目画素が候補領域PJやPMの内部にある場合には、式（6）が最大値を採る時の*n*は、その*i*番目の線が候補領域PJやPMの辺縁Bと交差する画素を指示する。例えば、図9に示すように、注目画素1については画素B1, B2, B3, B4を指示し、注目画素2については画素B2, B5, B6, B7を指示する。

【0076】

一方、注目画素が候補領域PJやPMの外部にある場合には、式（6）が最大値を採るのは、その注目画素自身を指示するときである。すなわち、図9において、候補領域PJやPMの外部にある注目画素3については、注目画素3自身を指示する場合に式（6）の値が最大となる。

【0077】

このように、候補領域を含む正方形領域の全画素について順次注目画素とし、式（6）が最大値を採る画素をカウントしていく。これを図示すると図10に示す模式図のようになる。

【0078】

すなわち、候補領域PJやPMの外部の画素についてのカウント値は全て「1」となり、候補領域PJやPMの内部の画素についてのカウント値はすべて「0」となり、候補領域PJやPMの辺縁B上の画素についてのカウント値は全て1以上の値となる画像が得られる。このカウント値の画像をI F E D画像と定義する。

【0079】

次に、このI F E D画像について以下の処理を施して、同時生成行列を作成する。

【0080】

すなわち、図11に示すように、候補領域PJ, PMの重心点AOを求め、この重心点AOから放射状の線を延ばし、この線上の任意の点をiとし、この線に垂直であってi点から2画素分だけ離間した点をjとする。

【0081】

このi点のIFED画像におけるカウント値とj点のカウント値とを図12に示すようなマトリクスにカウントアップする。具体的には、i点が候補領域PJ, PMの外部にある場合は、i点のIFED画像におけるカウント値は「1」であり、そのときj点も候補領域PJ, PMの外部にあればj点のカウント値も「1」となり、この場合図12のマトリクスには、縦方向iの「1」と横方向jの「1」とが交差する欄に「1」がカウントされる。

【0082】

一方、i点が候補領域PJ, PMの内部にあり、かつj点も候補領域PJ, PMの内部にある場合は、i点、j点ともにカウント値は0であるので、縦方向iの「0」と横方向jの「0」とが交差する欄に「1」をカウントする。

【0083】

さらに、i点が候補領域PJ, PMの辺縁Bにあり、j点も候補領域PJ, PMの辺縁Bにある場合は、例えばi点のカウント値が「5」で、j点のカウント値が「3」である場合は、縦方向iの「5」と横方向jの「3」とが交差する欄に「1」をカウントする。このマトリクスにカウントアップするカウント値は累積するものである。すなわち再度、カウント値が「5」のi点、カウント値が「3」のj点を走査した場合には、マトリクスの縦方向iの「5」と横方向jの「3」とが交差する欄には元の「1」に「1」を加算した「2」が格納される。

【0084】

i点は、IFED画像の任意の点であるから、IFED画像の全ての画素がi点となるように放射状の線を走査し、i点をその線上で走査することによってマトリクスを完成させる。このIFED画像のマトリクスを同時生成行列Pg(x, y)という。

【0085】

ここで、候補領域が腫瘍陰影である場合は、腫瘍陰影の辺縁が略円形であるという腫瘍陰影の形状的特性、および i 点と j 点とは極めて近接しているという事実から、 i 点が辺縁にある（ I F E D 画像のカウント値が 1 以上の大さな値を有する）場合は、 j 点も辺縁にある（ I F E D 画像のカウント値が 1 以上の大さな値を有する）可能性が極めて高い。

【0086】

一方、候補領域が擬似異常陰影である場合は、前述の 2 本の血管同士の交差部分のように擬似異常陰影が円形の辺縁を有するのは極めて希であるため、 i 点と j 点とが近接していても、 i 点が辺縁にあるからといって j 点も辺縁にあるとは限らず、むしろ j 点は辺縁にある可能性は極めて低いことになる。

【0087】

したがって、同時生成行列 $P_g(x, y)$ の特性値も、候補領域が腫瘍陰影であるか擬似異常陰影であるかに応じて明らかに有為差が認められる。この同時生成行列の特性値がエッジ情報であり、このエッジ情報を特徴量として用いる。すなわち、下記式より、同時生成行列についての分散 var を表す第 5 の特徴量 (23) 、偏り dfe (difference entropy) を表す第 6 の特徴量 (24) 、相関値 cor (correlation) を表す第 7 の特徴量 (25) 、モーメント idm (inverse difference moment) を表す第 8 の特徴量 (26) 、エントロピー se (sum entropy) を表す第 9 の特徴量 (27) をそれぞれ求める。

【0088】

【数17】

$$\text{var} = \sum_i \sum_j \{ (i - \mu_x)^2 \cdot P_g(i, j) \} \quad (23)$$

$$\text{dfe} = \sum_k \{ P_{x-y}(k) \cdot \log |P_{x-y}(k)| \} \quad (24)$$

$$\text{cor} = \sum_i \sum_j \{ \{ i \cdot j \cdot P_g(i, j) - \mu_x \cdot \mu_y \} / (\sigma_x \cdot \sigma_y) \} \quad (25)$$

$$\text{idm} = \sum_i \sum_j \{ P_g(i, j) / \{ 1 + (i - j)^2 \} \} \quad (26)$$

$$\text{se} = - \sum_k \{ P_{x+y}(k) \cdot \log [P_{x+y}(k)] \} \quad (27)$$

ただし、

$$\mu_x = \sum_i \{ i \cdot P_x(i) \}, \quad \mu_y = \sum_j \{ j \cdot P_y(j) \}$$

$$P_{x-y}(k) = \sum_i \sum_j P_g(i, j), \quad k = |i - j|$$

$$P_{x+y}(k) = \sum_i \sum_j P_g(i, j), \quad k = i + j$$

$$\sigma_x^2 = \sum_i (i - \mu_x)^2 \cdot P_x(i)$$

$$\sigma_y^2 = \sum_j (j - \mu_y)^2 \cdot P_y(j)$$

$P_x(i)$ は j 方向のプロジェクション分布

$$P_x(i) = \sum_j P_g(i, j)$$

$P_y(j)$ は i 方向のプロジェクション分布

$$P_y(j) = \sum_i P_g(i, j)$$

このようにして得られた対象領域の特微量に基づいて、下記式 (28) により、非悪性陰影を示すパターンクラス ($i = 1$) からのマハラノビス距離 $Dm1$ と、悪性陰影を示すパターンクラス ($i = 2$) からのマハラノビス距離 $Dm2$ を算出する。

【0089】

【数18】

$$D_{mi} = (\vec{x} - \vec{m}_i)^t \Sigma_i^{-1} (\vec{x} - \vec{m}_i) \quad (28)$$

ただし、 Σ_i はパターンクラス ($i=1$ の非悪性陰影と $i=2$ の悪性陰影とのパターンの別) w_i の共分散行列、すなわち、

$$\Sigma_i = (1/N_i) \sum_{x \in w_i} (\vec{x} - \vec{m}_i) (\vec{x} - \vec{m}_i)^t$$

t は転置ベクトル (横ベクトル)、
 \vec{x} は特徴量 x をベクトル表示したもの、すなわち、

$$\vec{x} = (x_1, x_2, \dots, x_N)$$

Σ_i^{-1} は Σ_i の逆行列

\vec{m}_i はパターンクラス w_i の平均、すなわち、

$$\vec{m}_i = (1/N_i) \sum_{x \in w_i} \vec{x}$$

得られた特徴量は、上記 x_1 から x_N に該当し、 (x_1, x_2, \dots, x_N) という N 次元空間を表現する。この N 次元のパターン空間上で表現された対象領域のパターンと、非悪性陰影のパターンとのマハラノビス距離が D_{m1} であり、同様に悪性陰影のパターンとのマハラノビス距離が D_{m2} である。

【0090】

ここで非悪性陰影のパターンおよび悪性陰影のパターンとは、予め多数の異常陰影の候補について実験的に調査した結果に基づいて設定された、非悪性陰影ごとおよび悪性陰影ごとのベクトル x で定義されるパターン空間を意味する。例えば、それぞれ、非悪性陰影とされるものについての上記ベクトル x の平均で形成されるパターンクラス w_1 、悪性陰影とされるものについての上記ベクトル x の平均で形成されるパターンクラス w_2 で示される。

【0091】

対象領域が悪性陰影である場合には、悪性陰影のパターンクラスとのマハラノビス距離が近く (D_{m2} が低い値を示し)、非悪性陰影のパターンクラスとのマハラノビス距離がばらつくという傾向があり、対象領域が非悪性陰影である場合に

は、非悪性陰影のパターンクラスとのマハラノビス距離が近く（ D_{m1} が低い値を示し）、悪性陰影のパターンクラスとのマハラノビス距離がばらつくという傾向があることから、この傾向に従って悪性陰影と非悪性陰影とを有為に判別し得るゆう度比を各対象領域ごとに算出する。

【0092】

ゆう度比とは D_{m1}/D_{m2} で表現され、図13の座標平面上における傾きを示す。すなわち、ゆう度比が大きいほど悪性陰影である可能性が高く、小さいほど非悪性陰影である可能性が高いと判定できるため、例えば閾値を2に設定し、ゆう度比が2以上のときに異常陰影の候補として検出し、2未満のときに検出しないように判別することができる。

【0093】

以上が、アイリスフィルタ処理・モフォロジー演算処理・マハラノビス距離のゆう度比算出処理の概要について説明である。

【0094】

【発明の効果】

本発明の第1の異常陰影候補検出処理システムによれば、画像出力手段が、異常陰影候補検出処理において異常陰影の候補の特徴を示す指標値に基づいて、臨床結果から得られた、指標値と悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、悪性陰影である可能性の程度を表す悪性確信度を算出し、算出された悪性確信度を表す情報を、医用画像および検出された異常陰影の候補を特定する情報とともに表示出力することにより、表示された画像の読影者に対して、診断のための、従来よりも有用な情報を提供することができ、出力された画像の診断性能を向上させることができる。

【0095】

上記第1の異常陰影候補検出処理システムにおいて、上記指標値を、異常陰影の候補の検出に用いる指標値とすれば、指標値と悪性陰影である可能性との相関関係に対し、他の指標値と比較してより高い有為性が期待でき、算出された悪性確信度の信頼性が高くなる。

【0096】

また、候補を特定する情報と候補の悪性確信度を表す情報を、医用画像上の候補を指示する位置に、悪性確信度に応じて種類を変えて表示されるマークとすれば、両方の情報が1つのマークに集約され、それらの情報をより認識し易くなる。

【0097】

本発明の第2の異常陰影候補検出処理システムによれば、画像出力手段が、医用画像および検出された異常陰影の候補を特定する情報を表示出力するとともに、医用画像中の指定された任意の領域の傍らに、その領域の悪性確信度を表示出力することにより、検出された異常陰影の候補だけでなく、任意の陰影についての悪性確信度を表示させて、比較検討を行うことができ、さらに診断性能を向上させることができる。

【0098】

上記第1および第2の異常陰影候補検出処理システムにおいて、悪性確信度を表す情報を、数値とすれば、微小な差異の認識が可能となり、他の候補や指定された領域間での比較検討が容易となる。

【0099】

また、悪性確信度を表す情報を、悪性確信度に応じて異なる警告メッセージとすれば、直接的に理解できる内容が伝えられるので、陰影の状態が理解し易くなる。

【0100】

本発明の第3の異常陰影候補検出処理システムによれば、画像出力手段が、医用画像および検出された異常陰影の候補を特定する情報を表示出力するとともに、医用画像に対応した、悪性確信度の分布画像を表示させることにより、医用画像の陰影全体についての悪性確信度の分布状態を把握することができ、診断の際のアプローチの幅が広がり診断性能をより向上させることができる。

【0101】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の異常陰影候補検出処理システムの実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0102】

始めに、本発明による第1の異常陰影候補検出処理システムを適用した第1実施形態について説明する。

【0103】

図1は、第1実施形態の異常陰影候補検出処理システムの構成を示すブロック図である。図1に示すシステム100は、患者のマンモグラフィ（乳房を表す医用画像）Pが入力されて、画像表示手段（CRT）に画像やその他の情報を出力するものであり、入力されたマンモグラフィの画像データPに基づいて、この画像データPが表す画像P（以下、簡便のため画像とその画像を表す画像データとを同一記号で示す）中の異常陰影の候補P1を検出処理する異常陰影候補検出手段10と、異常陰影の候補P1の特徴を示す指標値に基づいて、臨床結果から得られた、指標値と悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、異常陰影の候補P1の、悪性陰影である可能性の程度を表す悪性確信度Dを算出する悪性確信度算出手段20と、検出された異常陰影の候補P1を特定する情報として、画像P上の候補P1を指示する位置に矢印を表示するとともに、候補P1の傍らに算出された悪性確信度Dを表示する画像出力手段30とを備えた構成である。

【0104】

ここで異常陰影候補検出手段10は、画像の濃度勾配の集中度の高い画像部分を異常陰影（腫瘍陰影）の暫定候補として検出するアイリスフィルタを利用した異常陰影候補検出処理のアルゴリズムと、多重構造要素よりも空間的に狭い範囲で濃度変動する画像部分を異常陰影（石灰化陰影）の暫定候補として検出するモフォロジーフィルタを利用した異常陰影候補検出処理のアルゴリズムとを記憶しているものであり、それぞれのアルゴリズムにより異常陰影の暫定候補を検出する。また、異常陰影候補検出手段10は、さらに、ある領域の特徴を表す複数の特徴量から、悪性陰影または良性陰影との画像パターンの類似性を反映させたマハラノビス距離を算出するアルゴリズムを記憶しており、検出された暫定候補について、指標値の1つとして、前述のマハラノビス距離のゆう度比Yを算出し、そのゆう度比Yが閾値T2を超えるものを検出する異常陰影の候補P1として最終的に判定する。

【0105】

悪性確信度算出手段20は、検出された異常陰影の候補P1のマハラノビス距離のゆう度比Yに基づいて、臨床結果から得られた、このゆう度比Yと悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、異常陰影の候補P1の悪性確信度Dを算出する。上記相関関係としては、多数の症例について、各陰影のマハラノビス距離のゆう度比Yを算出するとともに、各ゆう度比Yの値においてその陰影が悪性／良性／正常のいずれの状態であるかを、実際に病理検査等で確認して得られた、図14に示すような、マハラノビス距離のゆう度比Yの値と、ゆう度比Yの各値における悪性／良性／正常の各状態の占める割合との関係を用いるものとし、悪性確信度Dは、算出する対象となる領域のマハラノビス距離のゆう度比Yの値における悪性の占める割合として、求めることとする。すなわち、対象領域のマハラノビス距離のゆう度比Yが1.7であったとき、ゆう度比Yが1.7のときの悪性の占める割合は70%なので、そのときの悪性確信度Dを70(%)とする。

【0106】

次に第1実施形態の異常陰影候補検出処理システム100の作用について説明する。

【0107】

まず、外部の画像形成モダリティ(CTやCR等)からマンモグラフィの画像データPが、本実施形態の異常陰影候補検出処理システム100の異常陰影候補検出手段10に入力される。異常陰影候補検出手段10は入力された画像データPに対して上述した異常陰影候補検出処理アルゴリズム(アイリスフィルタを利用した異常陰影候補検出処理のアルゴリズムおよびモフォロジーフィルタを利用した異常陰影候補検出処理のアルゴリズム)にしたがった異常陰影の候補の検出処理を施し、マンモグラフィ中の各部分・領域についての各指標値(勾配ベクトルの集中度、アイリスフィルタの出力値I、石灰化陰影候補の密度など)Kを算出し、この各指標値Kをそれぞれ対応する予め設定された閾値Tと比較して、閾値Tを上回った場合は、その領域の陰影を暫定候補とする。さらに、暫定候補について判別処理を施し、各暫定候補について、指標値の1つとして、マハラノビ

ス距離のゆう度比Yを算出し、このゆう度比Yが所定の閾値T2を上回ったものを最終的な異常陰影の候補P1として抽出する。異常陰影候補検出手段10は、抽出された異常陰影の候補P1の位置情報を画像出力手段30に入力する。

【0108】

悪性確信度算出手段20は、抽出された異常陰影の候補P1の検出に用いた指標値の1つであるマハラノビス距離のゆう度比Yに基づいて、臨床結果から得られた、ゆう度比Yと悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、異常陰影の候補P1の悪性確信度Dを算出する。なお検出された異常陰影の候補の数が複数であるときは、それぞれの候補P1に対応した複数の悪性確信度Dが算出される。悪性確信度算出手段20は、算出された悪性確信度Dを画像出力手段30に入力する。

【0109】

悪性確信度Dが入力された画像出力手段30には、既に画像データPと検出された異常陰影の候補P1の位置情報とが入力されており、画像出力手段30は入力された画像データP、異常陰影の候補P1の位置情報および悪性確信度Dに基づいて、図15に示すように、画像P上に異常陰影の候補P1を指示する矢印記号とその傍らに悪性確信度Dを表示面上に表示する。

【0110】

なお図15においては、左右1組の乳房についてのマンモグラフィP, P'を背中合わせに同時に表示した態様を表しているが、このようなレイアウトに限らず、左右一方ずつを交互に表示するようにしてもよい。

【0111】

また、異常陰影の候補P1を特定するためのマークは、候補P1を指示する矢印のほか、候補P1を囲む閉曲線や矩形枠、候補P1の近傍に表示される番号などであってもよい。また、悪性確信度Dを表す情報として、悪性確信度Dに応じてこれらのマークの種類を変えて表示させることによってもよく、例えば、色・線の太さ・線の数・番号の数字などを変えることができる。

【0112】

このように、本実施形態の異常陰影候補検出手法100によれば、画

像出力手段30が、異常陰影候補検出処理において異常陰影の候補P1として検出するか否かの判定に係る、指標値の1つであるマハラノビス距離のゆう度比Yに基づいて、臨床結果から得られた、ゆう度比Yと悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、悪性陰影である可能性の程度を表す悪性確信度Dを算出し、算出された悪性確信度Dを表す情報を、画像Pおよび検出された異常陰影の候補P1を特定する情報とともに表示出力することにより、表示された画像の読影者に対して、診断のための、従来よりも有用な情報を提供することができ、出力された画像の診断性能を向上させることができる。

【0113】

次に、本発明による第2の異常陰影候補検出処理システムを適用した第2実施形態について説明する。

【0114】

図16は、第2実施形態の異常陰影候補検出処理システムの構成を示すブロック図である。図16に示すシステム100は、入力されたマンモグラフィの画像データPに基づいて、この画像データPが表す画像P中の異常陰影の候補P1を検出処理する異常陰影候補検出手段10と、画像P中の任意の領域を指定する領域指定手段15と、指定された領域P3内の陰影の特徴を示す指標値に基づいて、臨床結果から得られた、指標値と悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、指定領域P3内の陰影の、悪性陰影である可能性の程度を表す悪性確信度Dを算出する悪性確信度算出手段20と、画像P上の検出された異常陰影の候補P1を指示する位置に矢印を表示するとともに、指定領域P3内の陰影の傍らに算出された悪性確信度Dを表す情報を表示する画像出力手段30とを備えた構成である。

【0115】

次に第2実施形態の異常陰影候補検出処理システム100の作用について説明する。

【0116】

外部の画像形成モダリティ（CTやCR等）からマンモグラフィの画像データPが、本実施形態の異常陰影候補検出処理システム100の異常陰影候補検出手

段10に入力される。異常陰影候補検出手段10は、第1実施形態と同様に、入力された画像データPに対して上述した異常陰影候補検出処理アルゴリズムにしたがった異常陰影の候補の検出処理を施し、異常陰影の候補P1を抽出する。ただし、このとき、異常陰影候補検出手段10は、暫定候補に対してのみマハラノビス距離のゆう度比Yを算出するのではなく、暫定候補であるか否かに拘わらず、全ての各部分・領域に対してマハラノビス距離のゆう度比Yを算出し記憶しておく。例えば、画像Pの各画素に対応する所定領域について、各画素に対応付けて指標値Kを算出し、さらにそれらの指標値Kから、各画素に対応づけられた、指標値としてのマハラノビス距離のゆう度比Yを算出し記憶しておく。異常陰影候補検出手段10は、抽出された異常陰影の候補P1の位置情報を画像出力手段30に入力する。

【0117】

領域指定手段15により、画像P中の任意の領域が指定されると、領域指定手段15は、指定された領域P3の位置情報を悪性確信度算出手段20に入力する。

【0118】

悪性確信度算出手段20は、指定された領域P3の位置情報から、その領域に対応した、指標値としてのマハラノビス距離のゆう度比Yを異常陰影候補検出手段10から読み込み、そのゆう度比Yに基づいて、臨床結果から得られたゆう度比Yと悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、指定された領域の悪性確信度Dを算出し、指定された領域P3の位置情報と算出された悪性確信度Dとを画像出力手段30に入力する。このとき、指定された領域P3の対応したマハラノビス距離のゆう度比Yとしては、例えば、その領域内の画素に対応した全てのマハラノビス距離のゆう度比Yの平均値または最大値を探るようにすることができる。

【0119】

画像出力手段30は、既に入力されている画像データP、検出された異常陰影の候補P1の位置情報、指定された領域P3の位置情報および領域P3の悪性確信度Dに基づいて、図17に示すように、画像P上に異常陰影の候補P1を指示

する矢印記号を表示面上に表示するとともに、指定された領域P3の傍らにその領域P3の悪性確信度Dを表示する。

【0120】

このように、本実施形態の異常陰影候補検出処理システム100によれば、画像出力手段30が、画像Pおよび検出された異常陰影の候補P1を特定する情報を表示出力するとともに、画像P中の指定された領域P3の傍らに、その領域P3の悪性確信度Dを表示出力することにより、検出された異常陰影の候補だけでなく、任意の陰影についての悪性確信度を表示させて、比較検討を行うことができ、さらに診断性能を向上させることができる。

【0121】

次に、本発明による第3の異常陰影候補検出処理システムを適用した第3実施形態について説明する。

【0122】

図18は、第3実施形態の異常陰影候補検出処理システムの構成を示すブロック図である。図18に示すシステム100は、入力されたマンモグラフィの画像データPに基づいて、この画像データPが表す画像P中の異常陰影の候補P1を検出処理する異常陰影候補検出手段10と、画像Pの画素毎に対応付けられた画像P上の所定領域に表示された陰影の特徴を示す、指標値に基づいて、臨床結果から得られた、指標値と悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、それぞれの所定領域の、悪性確信度Dを画素毎に対応付けて算出する悪性確信度算出手段20と、画素毎に対応付けられた悪性確信度Dに基づいて、画像Pにおける悪性確信度Dの分布画像PDを表す分布画像データPDを生成する画像データ生成手段25と、画像Pおよび画像P上の検出された異常陰影の候補P1を指示する矢印を表示出力し、また悪性確信度の分布画像PDも表示出力する画像出力手段30とを備えた構成である。

【0123】

次に第3実施形態の異常陰影候補検出処理システム100の作用について説明する。

【0124】

外部の画像形成モダリティ（CTやCR等）からマンモグラフィの画像データPが、本実施形態の異常陰影候補検出処理システム100の異常陰影候補検出手段10に入力される。異常陰影候補検出手段10は、第1実施形態と同様に、入力された画像データPに対して上述した異常陰影候補検出処理アルゴリズムにしたがった異常陰影の候補の検出処理を施し、異常陰影の候補P1を抽出する。ただし、このとき、異常陰影候補検出手段10は、画像Pの各画素に対応する所定領域について、各画素に対応付けて指標値Kを算出し、さらにそれらの指標値Kから、各画素に対応づけられた、指標値としてのマハラノビス距離のゆう度比Yを算出し記憶しておく。異常陰影候補検出手段10は、抽出された異常陰影の候補P1の位置情報を画像出力手段30に入力する。

【0125】

悪性確信度算出手段20は、画像Pの各画素に対応付けられたそれぞれのマハラノビス距離のゆう度比Yを異常陰影候補検出手段10から読み込み、そのゆう度比Yに基づいて、臨床結果から得られた、ゆう度比Yと悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、画像Pに対応した、悪性確信度を反映した分布画像PDを表す分布画像データPDを生成する。悪性確信度算出手段20は、生成した分布画像データPDを画像出力手段30に入力する。

【0126】

画像出力手段30は、入力された画像データP、検出された異常陰影の候補P1の位置情報、そして悪性確信度の分布画像データPDに基づいて、図19に示すように、画像P上に異常陰影の候補P1を指示する矢印記号を表示面上に表示するとともに、画像Pに対応した、悪性確信度の分布画像PDを表示する。なお、分布画像PDは、画像Pと重ねて、例えば、半透明にして表示するようにしてもよいし、画像Pと分布画像PDとを切り替えて表示面上に表示するようにしてもよい。

【0127】

このように、本実施形態の異常陰影候補検出処理システム100によれば、画像出力手段30が、画像Pおよび検出された異常陰影の候補P1を特定する情報を表示出力するとともに、画像Pに対応した、悪性確信度の分布画像PDを表示

させることにより、画像Pの陰影全体についての悪性確信度の分布状態を把握することができ、診断の際のアプローチの幅が広がり診断性能をより向上させることができる。

【0128】

なお、上記第1実施形態においては、マウスクリック等による操作者の表示指示があった場合のみ、悪性確信度Dを表す情報を表示するようにしてもよい。このようにすれば、悪性確信度Dを表示する部分の画像観察を妨げず、かつ、必要に応じて悪性確信度Dを確認することができる。

【0129】

上記第1および第2実施形態においては、悪性確信度Dを表す別の情報として、悪性確信度Dに応じて異なる警告メッセージを表示させるようにしてもよく、例えば、悪性確信度Dが比較的高いときには、異常陰影の候補P1の近傍に「悪性大」と表示させたり、候補P1から離れた位置に「悪性の高い陰影あり」と表示させたりし、悪性確信度Dが比較的低いときには、異常陰影の候補P1の近傍に「悪性小」と表示させたり、候補P1から離れた位置に「悪性の高い陰影なし」と表示させたりすることができる。

【0130】

また、臨床結果から得られた、指標値と悪性陰影である可能性との相関関係としては、図20に示すような、マハラノビス距離のゆう度比Yと、そのゆう度比Yの値を閾値としたときの全悪性陰影中の検出できた悪性陰影数の割合（すなわち悪性陰影の検出率）との関係を用い、悪性確信度を、悪性確信度=100（%）-（そのゆう度比のときの悪性陰影数の割合）として求めるようにしてもよい。

【0131】

また、入力される画像はマンモグラフィに限るものではなく、胃部X線画像等種々の、異常陰影の候補の検出対象となる画像を適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の第1実施形態による異常陰影候補検出処理システムの構成図

【図2】

アイリスフィルタ処理の作用を示す図

【図3】

注目画素 j を中心とした縦5画素×横5画素の大きさのマスクを表す図

【図4】

注目画素と各画素 j における勾配ベクトルとかなす角を説明する図

【図5】

輪郭形状が適応的に変化するように設定されたアイリスフィルタを示す概念図

【図6】

モフォロジーフィルタの基本作用を示す図

【図7】

直線状の4つの構造要素Bを示す図

【図8】

候補領域の面積Aと同等の面積を有する仮想円を示す図

【図9】

I F E D画像が形成される作用を示す図

【図10】

I F E D画像を示す図

【図11】

I F E D画像に基づいて同時生成行列を作成する作用を示す図

【図12】

同時生成行列を示す図

【図13】

マハラノビス距離による判定法の作用を示す図

【図14】

臨床結果から得られた、マハラノビス距離のゆう度比Yに対する抽出した候補陰影の中の悪性／良性／正常の占める割合を示す図

【図15】

第1実施形態におけるC R Tに出力される情報を示す図

【図 16】

本発明の第2実施形態による異常陰影候補検出処理システムの構成図

【図 17】

第2実施形態におけるCRTに出力される情報を示す図

【図 18】

本発明の第3実施形態による異常陰影候補検出処理システムの構成図

【図 19】

第3実施形態におけるCRTに出力される情報を示す図

【図 20】

臨床結果から得られた、異常陰影候補検出時のマハラノビス距離のゆう度比の閾値に対する悪性陰影の検出率

【図 21】

異常陰影候補検出処理システムによるCRTへの出力例を示す図

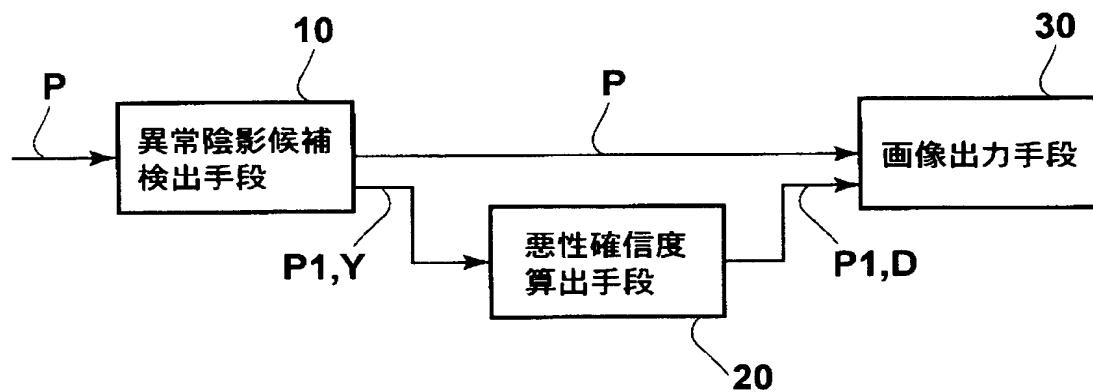
【符号の説明】

- 10 異常陰影候補検出手段
- 15 領域指定手段
- 20 悪性確信度算出手段
- 25 画像データ生成手段
- 30 画像出力手段
- 100 異常陰影候補検出処理システム

【書類名】 図面

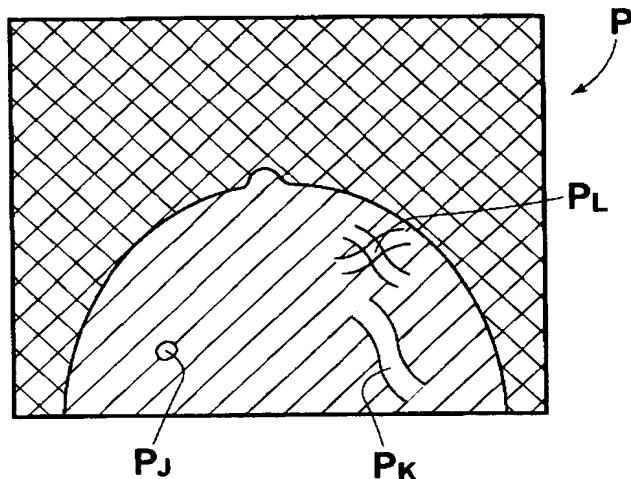
【図1】

100

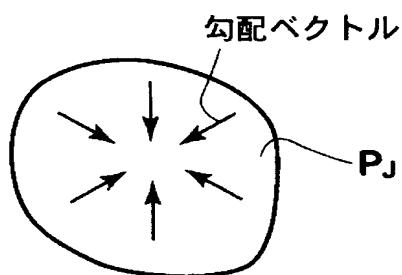


【図 2】

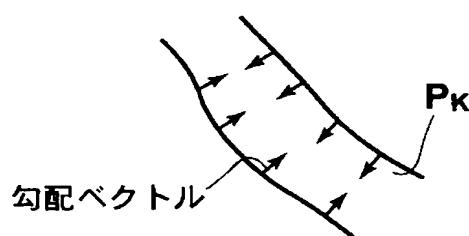
(1)



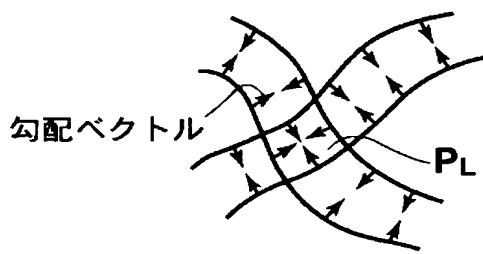
(2)



(3)



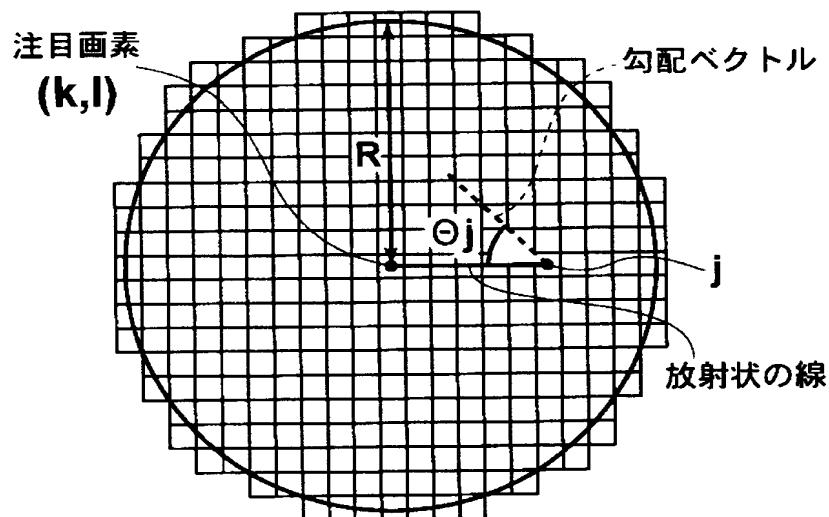
(4)



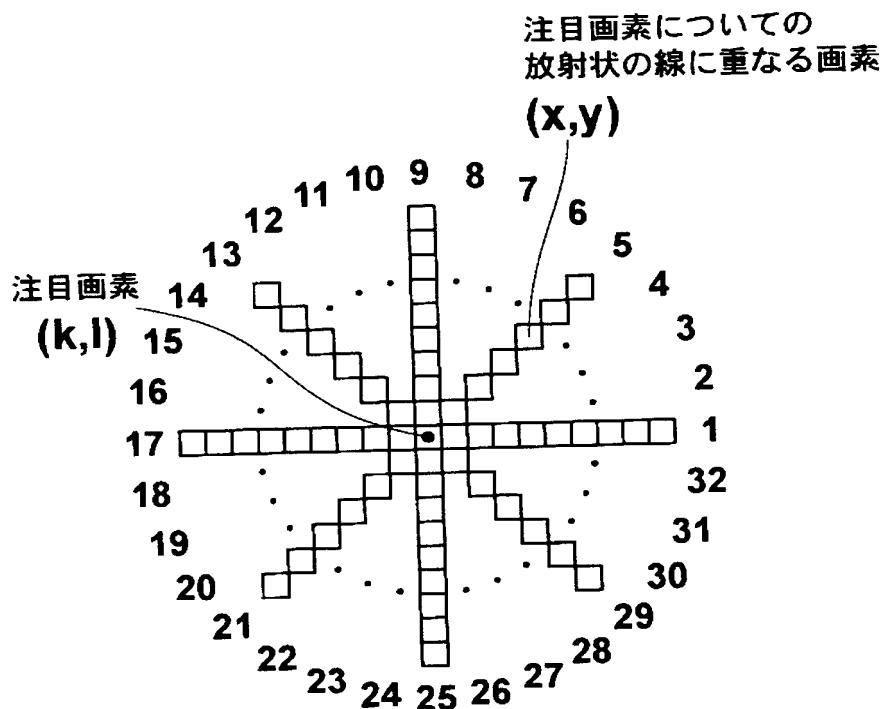
【図 3】

f_7	f_6	f_5	f_4	f_3
f_8				f_2
f_9		画 素 j		f_1
f_{10}				f_{16}
f_{11}	f_{12}	f_{13}	f_{14}	f_{15}

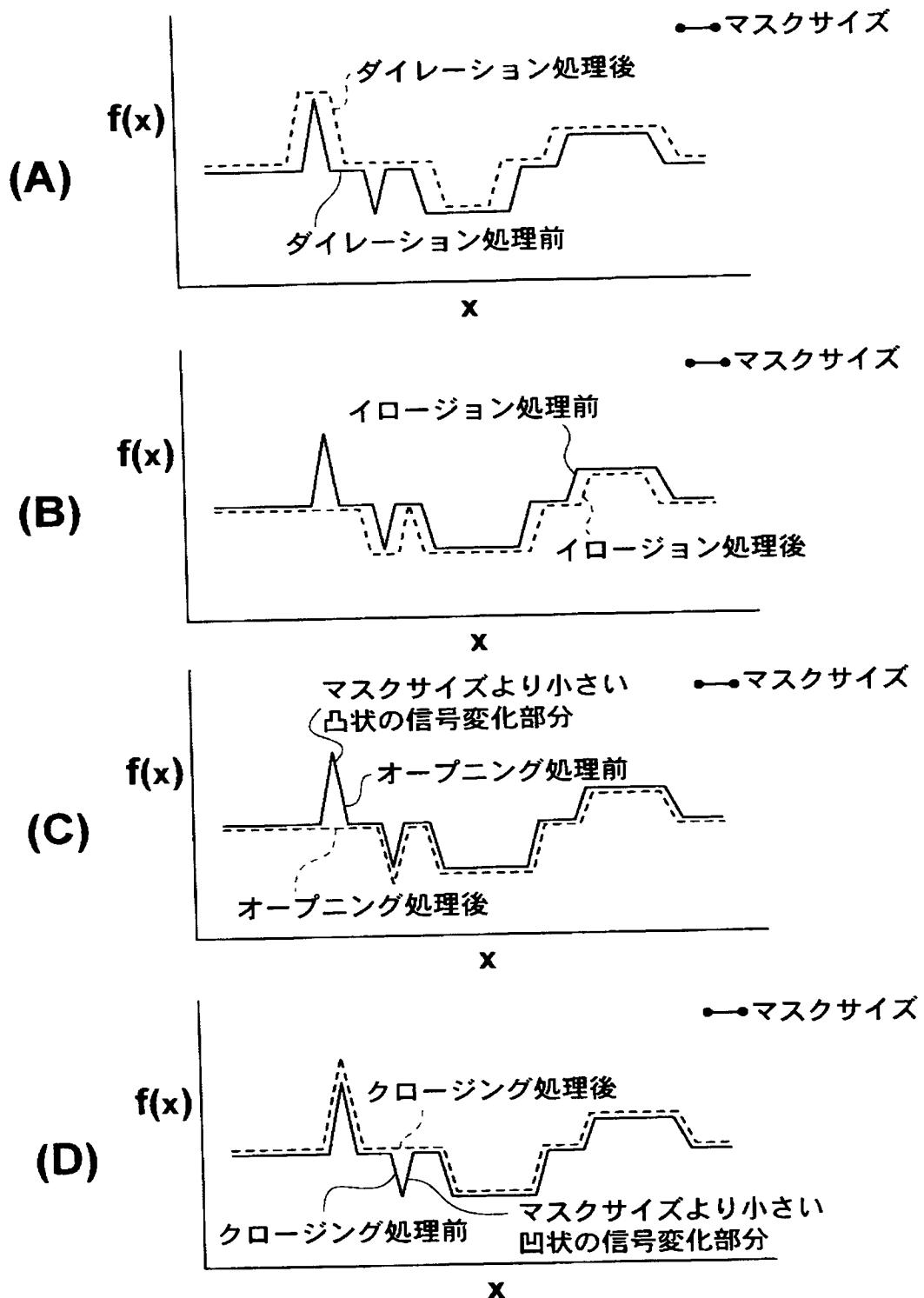
【図 4】



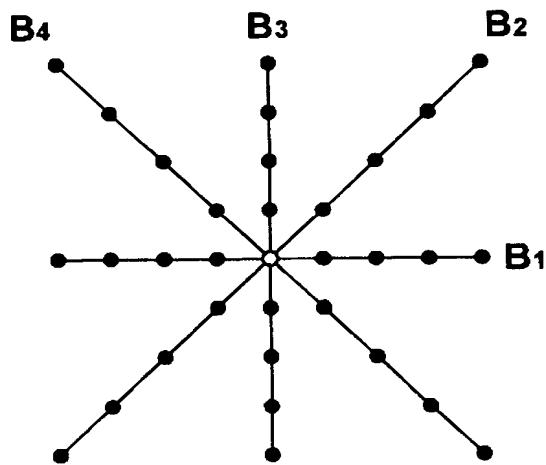
【図5】



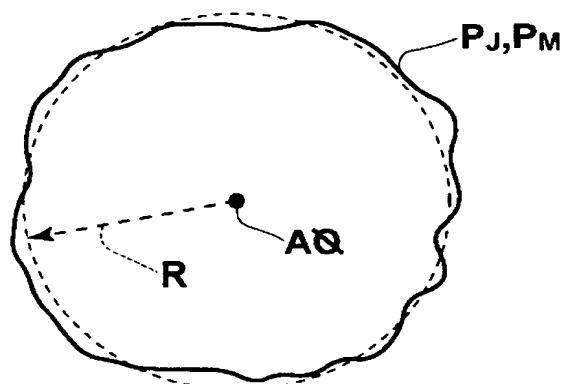
【図6】



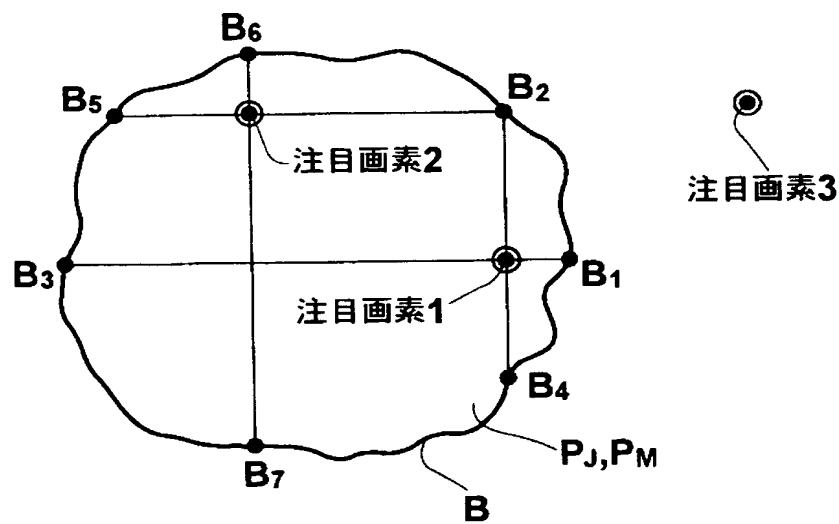
【図7】



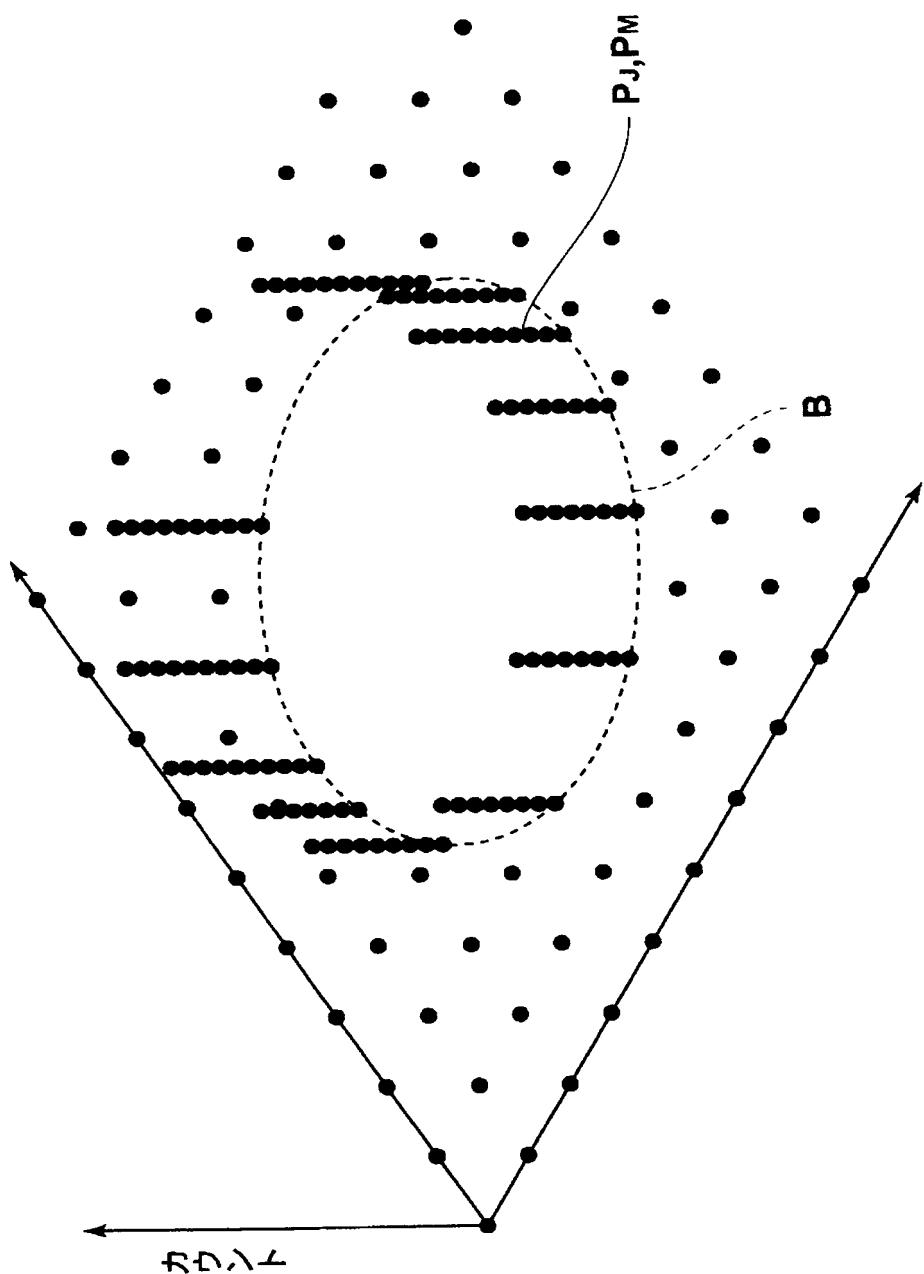
【図8】



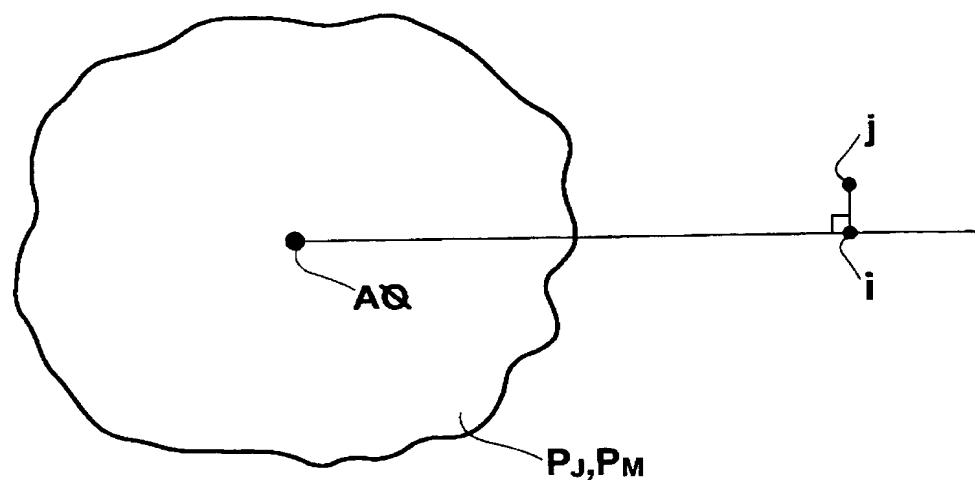
【図9】



【図10】



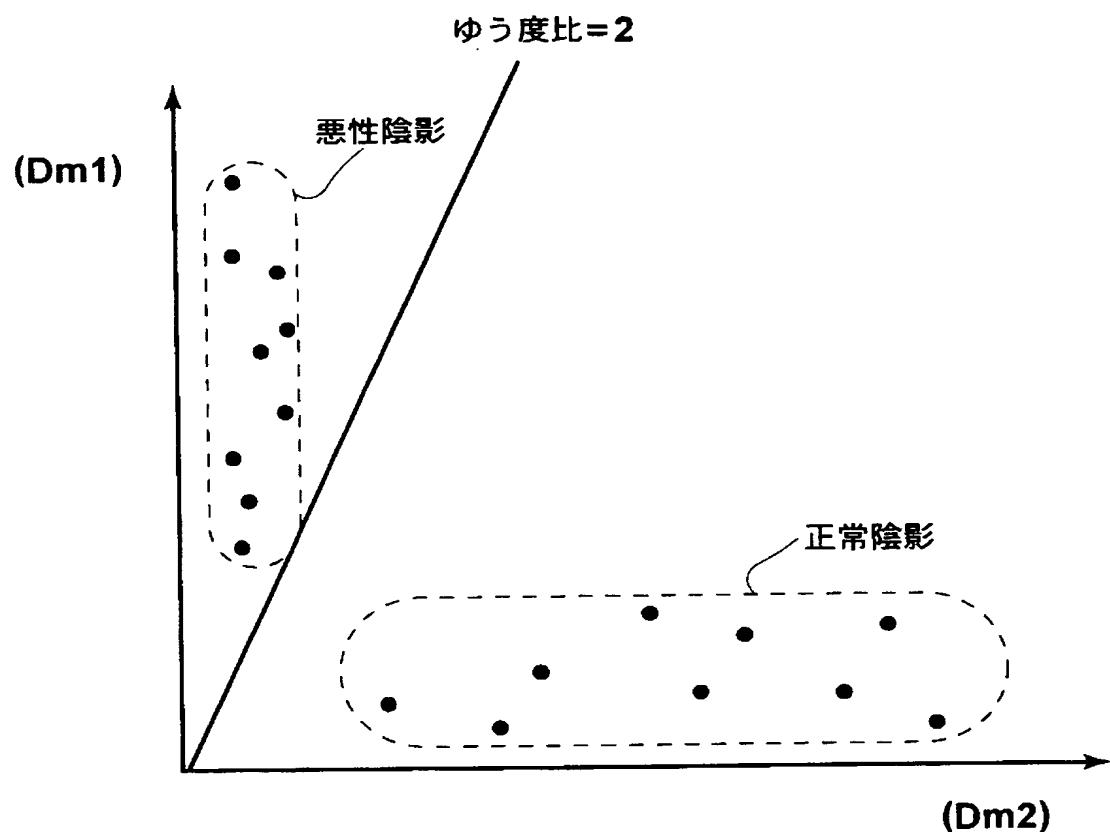
【図11】



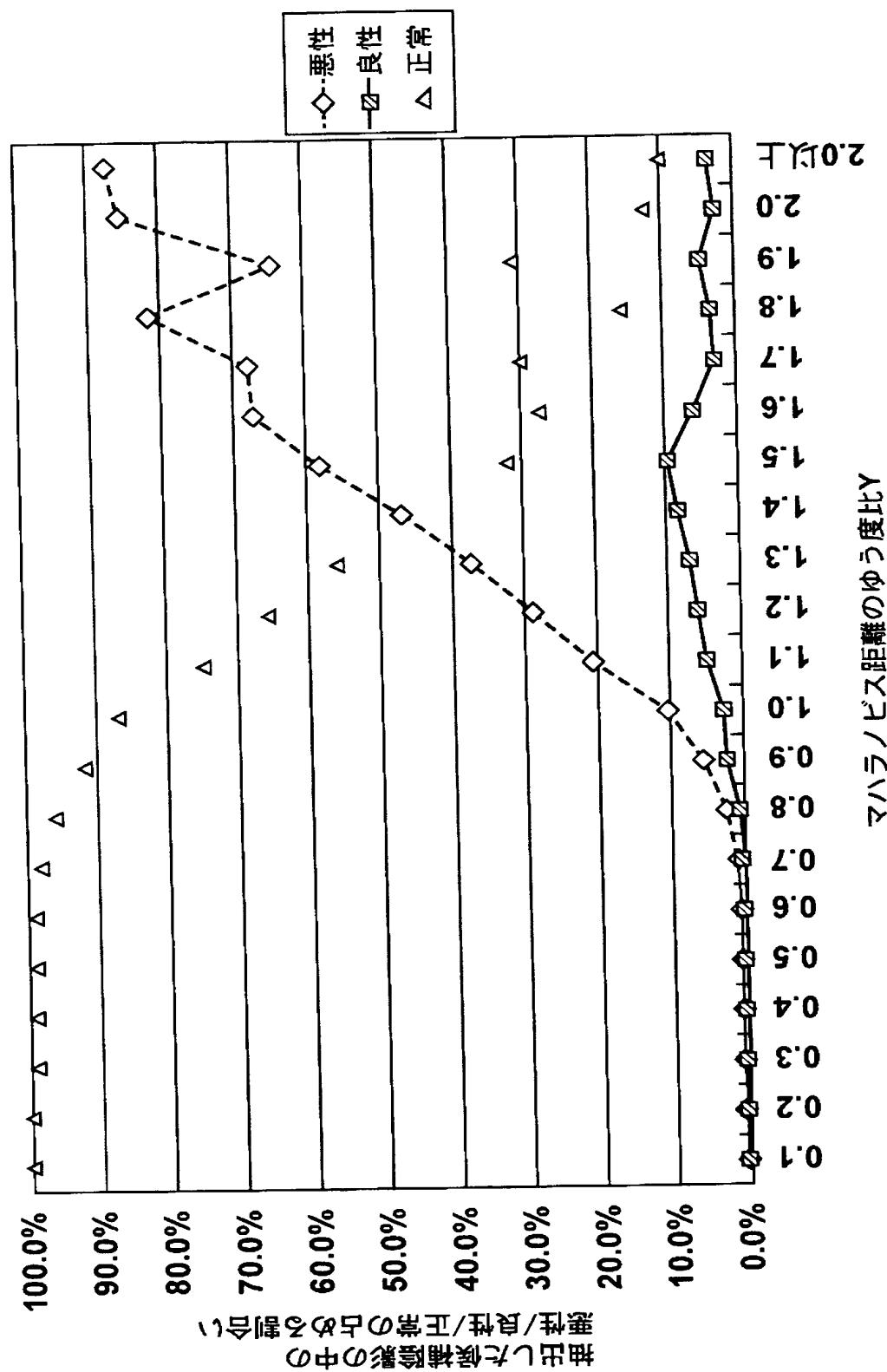
【図12】

$i \backslash j$	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0	1										
1		1									
2											
3											
4											
5			2								
6											
7											
8											
9											
10											

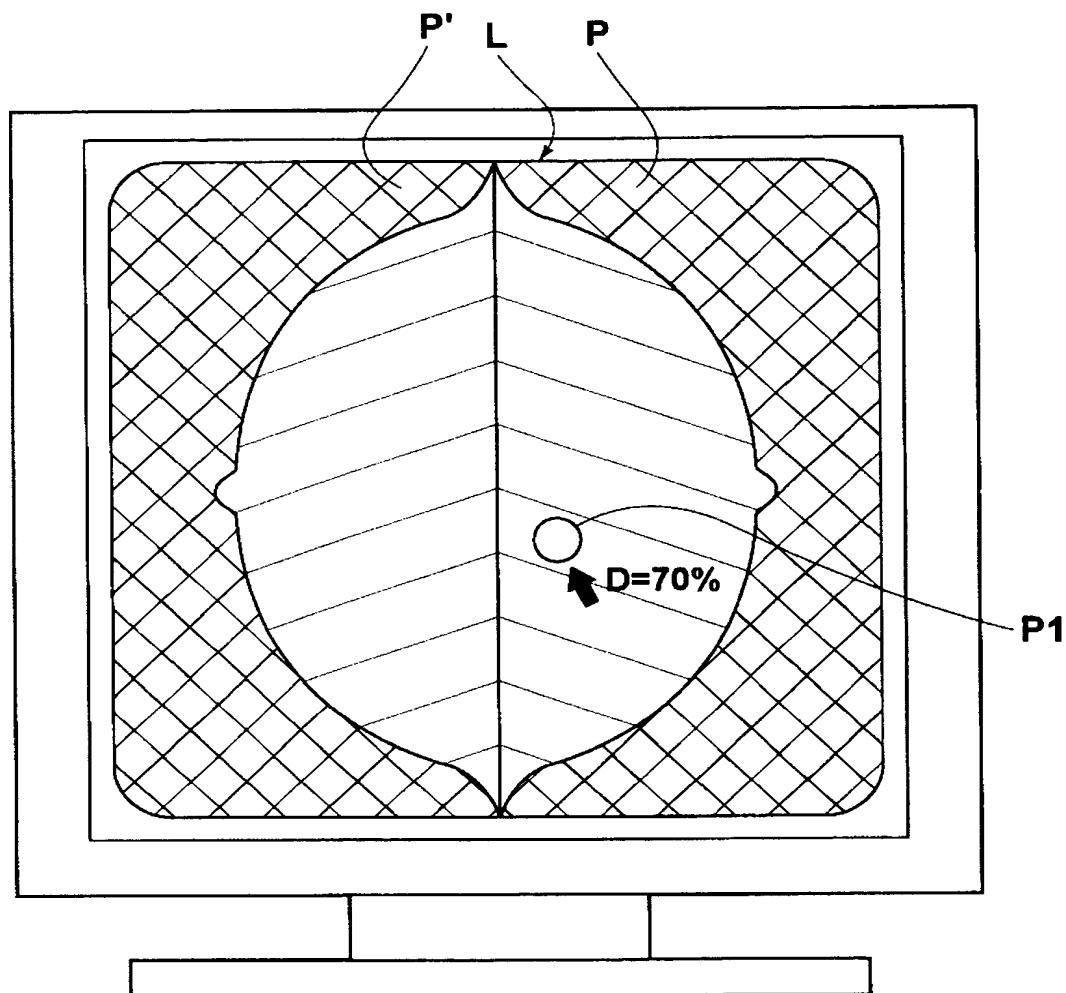
【図13】



【図14】

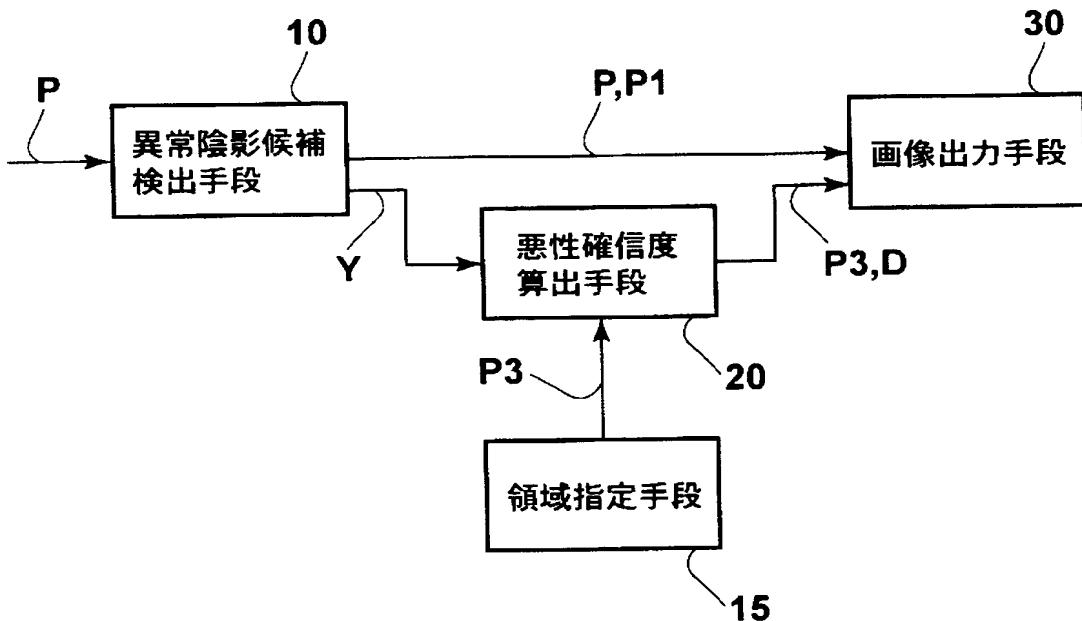


【図15】

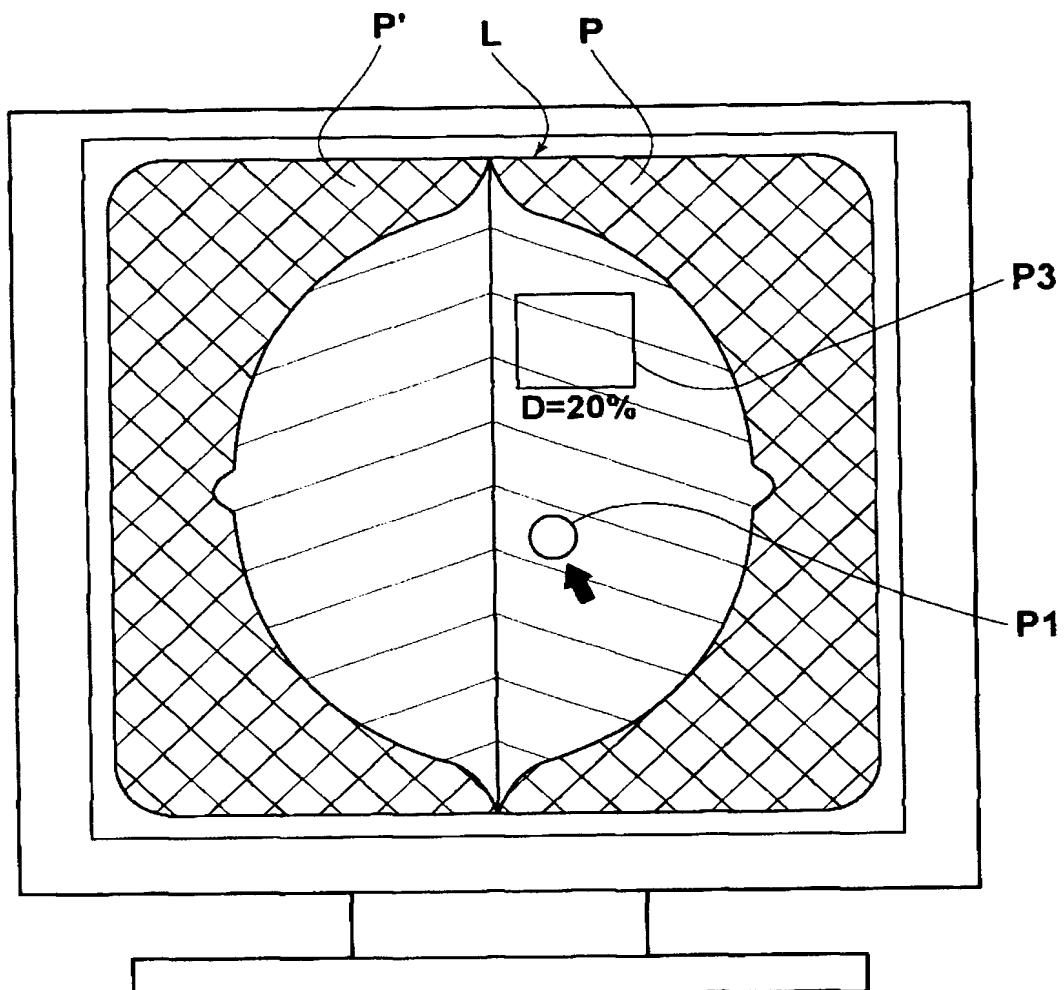


【図16】

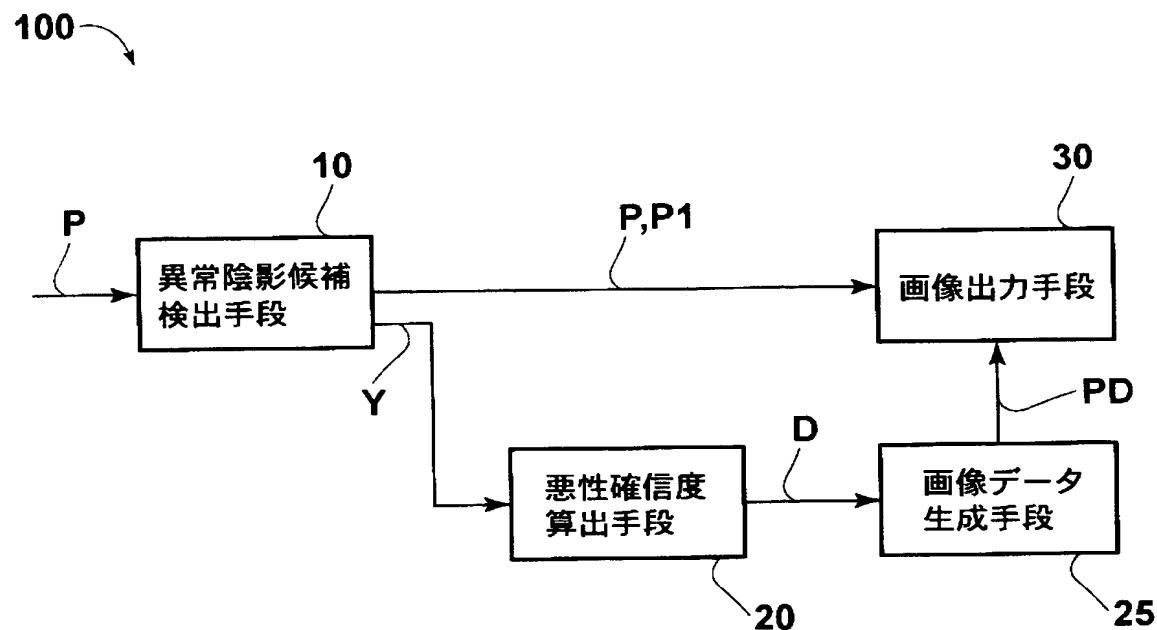
100



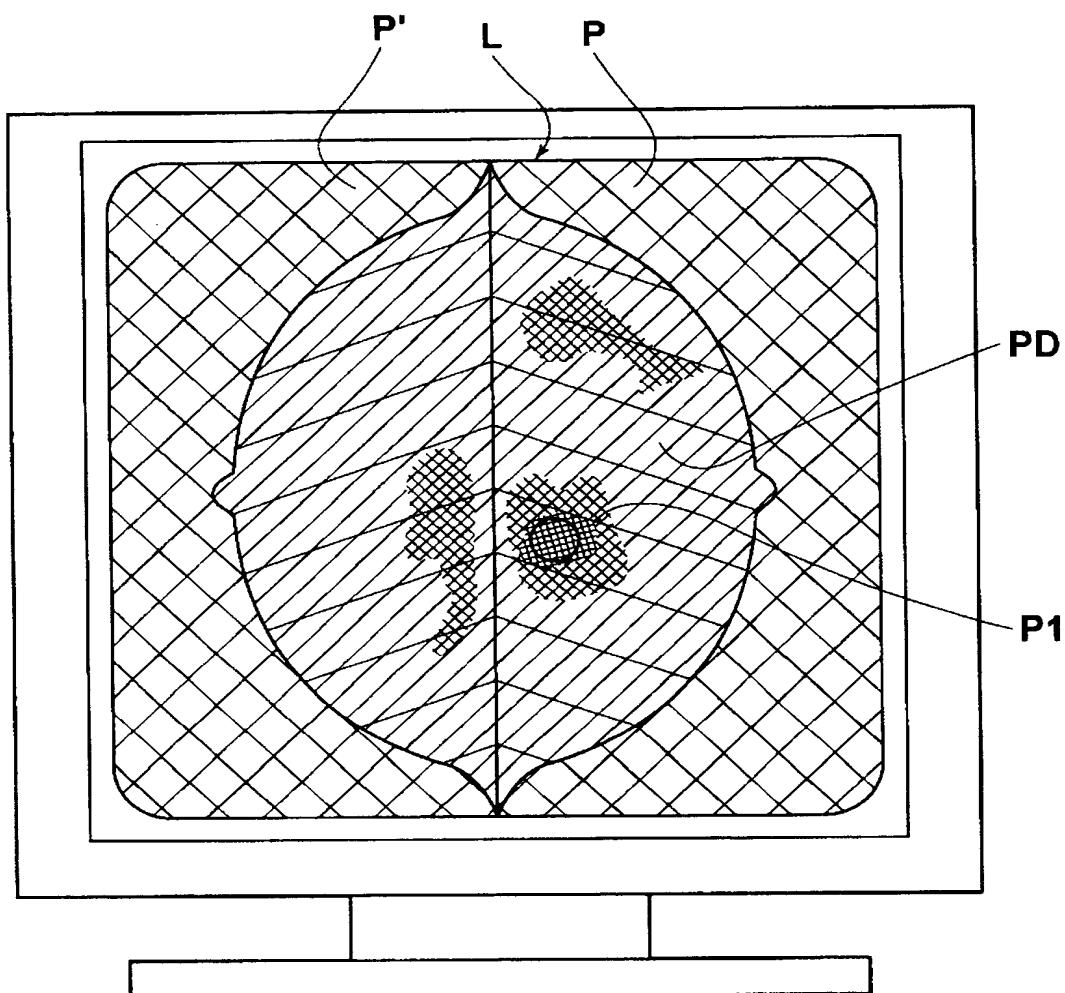
【図17】



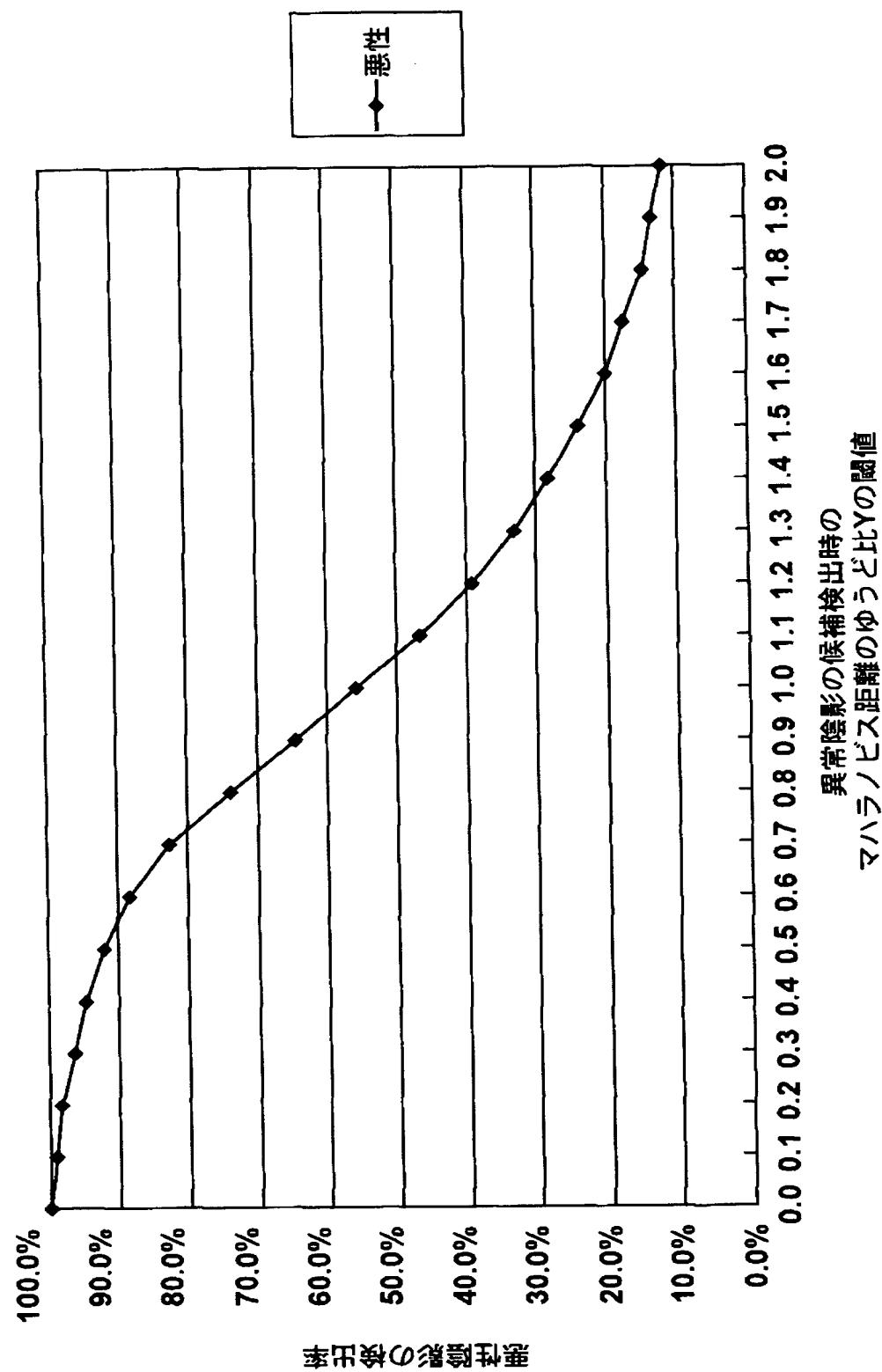
【図18】



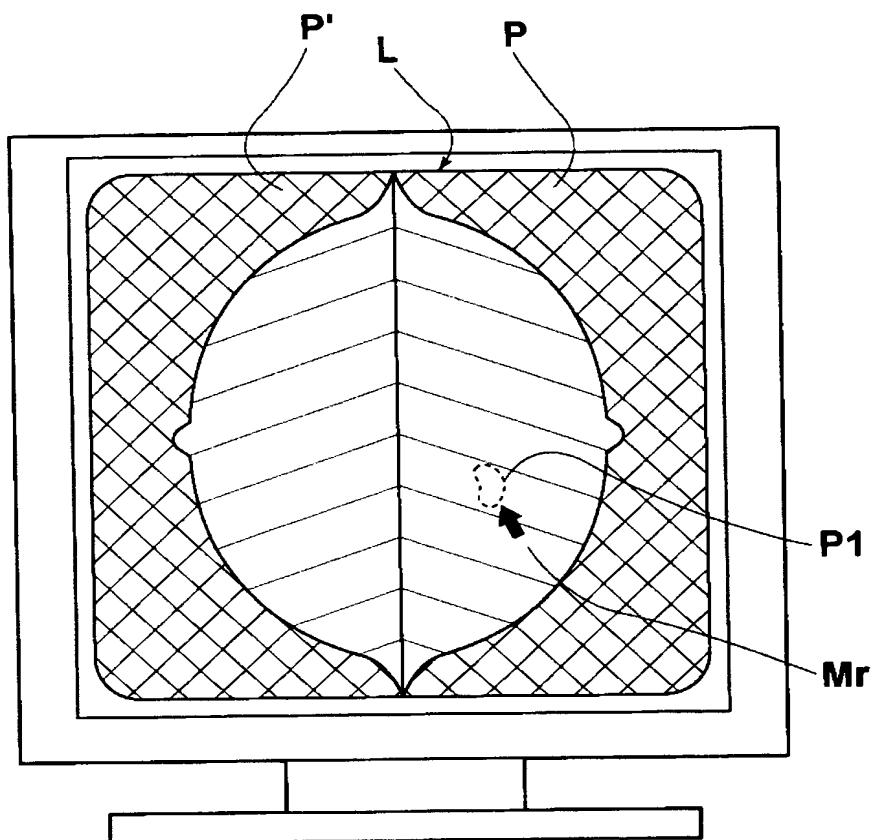
【図19】



【図20】



【図21】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 異常陰影候補検出処理システムにおいて、より有用な情報を出力させ、異常陰影候補の画像の診断性能をさらに高める。

【解決手段】 異常陰影候補検出処理により検出された異常陰影の候補P1について、候補P1の特徴を示す指標値に基づいて、臨床結果から得られた、指標値と悪性陰影である可能性との相関関係をもとに、上記候補の、悪性陰影である可能性の程度を表す悪性確信度Dを算出し、画像出力手段が、候補P1の悪性確信度Dを表す情報を、検出された候補を特定する情報とともに出力する。

【選択図】 図15

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2002-303284
受付番号	50201565597
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成14年10月18日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成14年10月17日
【特許出願人】	
【識別番号】	000005201
【住所又は居所】	神奈川県南足柄市中沼210番地
【氏名又は名称】	富士写真フィルム株式会社
【代理人】	申請人
【識別番号】	100073184
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-3 新横浜K Sビル 7階
【氏名又は名称】	柳田 征史
【選任した代理人】	
【識別番号】	100090468
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-3 新横浜K Sビル 7階
【氏名又は名称】	佐久間 剛

次頁無

特願 2002-303284

出願人履歴情報

識別番号 [000005201]

1. 変更年月日 1990年 8月14日
[変更理由] 新規登録
住 所 神奈川県南足柄市中沼210番地
氏 名 富士写真フィルム株式会社